

UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS

FACULTAD DE MEDICINA

E.A.P. DE TECNOLOGÍA MÉDICA

Dosis de radiación efectiva en pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo atendidos en el Servicio de Radiología de la Clínica Vesalio. Enero a agosto del 2016

TESIS

Para optar el Título Profesional de Licenciado en Tecnología Médica en el área de Radiología

AUTOR

Ciprián Sánchez Coras

ASESOR

Luis Frank Bernal Quispe

Lima - Perú

2017

AGRADECIMIENTO

A la Universidad San Marcos, a su Escuela de Tecnología Médica-Radiología, por darme el honor de haber pasado por sus aulas; de igual manera a sus docentes, tan entregados a su profesión, que guiaron mi formación profesional.

A mi asesor, el Licenciado Luis Bernal, por la labor incondicional que realiza impartiendo conocimientos, quien me apoyó en sacar adelante este trabajo de investigación desde que aún era un proyecto.

A los tecnólogos que conocí durante el internado y a mis colegas del centro laboral por sus enseñanzas, consejos y ánimos que me ayudaron a culminar la tesis.

DEDICATORIA

A mi madre; por su extraordinario optimismo y actitud, quien con coraje y fortaleza ante las dificultades de la vida, supo sacarnos adelante.

A mi padre, que ya no está pero al que este logro habría hecho muy feliz.

A mis hermanos y hermanas mil gracias por su apoyo incondicional, ejemplos de perseverancia, superación y cariño; porque sé que siempre puedo contar con ustedes.

INDICE

	Pág.
RESUMEN	6
ABSTRACT	7
CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN	8
1.1 Planteamiento del problema.....	8
1.2 Formulación del problema	10
1.3 Justificación.....	10
1.4 Objetivos	11
CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO	12
2.1 Antecedentes	12
2.2 Bases conceptuales	14
2.3 Definición de términos.....	31
2.4 Formulación de la hipótesis.....	31
CAPÍTULO III: METODOLOGÍA	32
3.1 Tipo de investigación	32
3.2 Población de estudio	32
3.3 Muestra de estudio o tamaño muestral	32
3.4 Criterios de selección.....	32
3.5 Operacionalización de variables	34
3.6 Técnica e instrumento	36
3.7 Plan de recolección de datos	36
3.8 Análisis de datos	38
3.9 Consideraciones éticas	39
CAPÍTULO IV: RESULTADOS Y DISCUSIÓN	40
4.1 Resultados	40
4.2 Discusión	49
CAPÍTULO V: CONCLUSIONES	51
CAPÍTULO VI: RECOMENDACIONES	52
CAPÍTULO VII: REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	53
ANEXOS.....	57

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla N°1	40
Tabla N°2	42
Tabla N°3	43
Tabla N°4	44
Tabla N°5	45
Tabla N°6	46
Tabla N°7	48

ÍNDICE DE GRAFICOS

Gráfico N°1	41
Gráfico N°2	41
Gráfico N°3	41
Gráfico N°4	42
Gráfico N°5	43
Gráfico N°6	44
Gráfico N°7	46
Gráfico N°8	47
Gráfico N°9	48

RESUMEN

OBJETIVO: Determinar la dosis promedio de radiación efectiva en pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo atendidos en el servicio de radiología de la clínica Vesalio de enero a agosto del 2016.

MATERIAL Y MÉTODOS: Estudio de tipo observacional, con diseño descriptivo, retrospectivo y de corte transversal. Se realizaron 438 estudios tomográficos de cráneo en el servicio de radiología de la clínica Vesalio de enero a agosto del 2016; la muestra estuvo conformada por 145 estudios que cumplieron los criterios de selección. Para el análisis de los datos se utilizó estadística descriptiva, donde las variables cualitativas fueron estimadas mediante medidas de distribución de frecuencias absolutas (N) y relativas (%) y las variables cuantitativas mediante medidas de tendencia central (promedio (M)) y de dispersión (desviación estándar (DE)).

RESULTADOS: La dosis de radiación efectiva promedio fue de 2.07 mSv. El 64.1% de los pacientes tuvo una radiación efectiva que osciló entre 1 – 2 mSv y el 35.9% tuvo una dosis de radiación mayor a 2mSv. El promedio del producto dosis longitud (DLP) fue 987.66 mGy*cm, donde la mayoría tuvo menos de 1050 mGy*cm (80.7%). Asimismo, el promedio del índice de dosis en tomografía computarizada en volumen (CTDIvol) fue 62.35 mGy, siendo el 93.1% de los casos \leq a 60 mGy. La dosis de radiación efectiva es mayor en pacientes con edades mayores a 60 años (1-2 mSv: 49.5%; > 2 mSv: 48.1%), donde la dosis de radiación de 1 – 2 mSv fue mayormente en pacientes de sexo femenino y > 2 mSv en pacientes de sexo masculino. La dosis de radiación efectiva según la modalidad de atención fue mayor en el servicio de emergencia (1-2 mSv: 65.6%; > 2 mSv: 51.9%).

CONCLUSIÓN: La dosis promedio de radiación efectiva en pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo atendidos en el servicio de radiología de la clínica Vesalio de enero a agosto del 2016 es 2.07 mSv.

PALABRAS CLAVES: Dosis de radiación, dosis de radiación efectiva, tomografía computarizada de cráneo, Radiología.

ABSTRACT

OBJECTIVE: To determine the average dose of effective radiation in patients submitted to computed tomography of the skull treated in the radiology service of the Vesalio clinic from January to August of 2016.

METHODOLOGY: Observational study, with descriptive, retrospective and cross-sectional design. A total of 438 skull tomography studies were performed in the radiology department of the Vesalio clinic from January to August 2016; whose sample consisted of 145 studies. Descriptive statistics were used for the analysis of the data, where the qualitative variables were estimated by means of absolute frequency distribution (N) and relative (%) and quantitative variables by measures of central tendency (average (M)) and dispersion (standard deviation (SD)).

RESULTS: The average effective radiation dose was 2.07 mSv. 64.1% of the patients had effective radiation ranging from 1 - 2 mSv and 35.9% had a radiation dose greater than 2 mSv. The average length of the product dose (DLP) was 987.66 mGy*cm, where most had more than 1050 mGy*cm (80.7%). In addition, the mean computed tomography (CTDIvol) dose rate was 62.35 mGy, with 93.1% of cases = <60 mGy. The effective radiation dose is higher in patients older than 60 years (1-2 mSv: 49.5%; > 2 mSv: 48.1%), where the radiation dose of 1-2 mSv was mostly in patients of female sex and > 2 in male patients. The effective radiation dose according to the mode of care was higher in the emergency service (1-2 mSv: 65.6%; > 2 mSv: 51.9%).

CONCLUSIONS: The average effective radiation dose in patients undergoing CT scan of the skull treated in the radiology service of the Vesalio clinic from January to August of 2016 is 2.07 mSv.

KEYWORDS: Radiation dose, effective radiation dose, computed tomography of the skull, Radiology.

I. INTRODUCCIÓN

1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La tomografía computarizada (TC) es en la actualidad una técnica de imagen fundamental en la práctica clínica diaria, tanto para el diagnóstico como para el seguimiento de gran número de enfermedades. Su introducción ha revolucionado la radiología, ya que experimenta rápidos avances tecnológicos como: tiempos de adquisición y reconstrucción rápida, modo de adquisición helicoidal y la capacidad multicorte. Este hecho ha propiciado que en los últimos años se haya producido un aumento muy notable del número de exploraciones en TC¹.

El estudio tomográfico de cráneo es de suma importancia en el caso que el médico quiera confirmar o descartar la presencia de una patología específica, ver la ubicación y la extensión de una lesión o porque no ha podido establecer un diagnóstico certero en base a la exploración neurológica y la anamnesis del paciente. Entonces, el estudio radiológico a emplear constituye de primordial valía por la cantidad de información diagnóstica que puede ofrecer, por ser menos sensible al movimiento del paciente, por realizarse en un breve período de tiempo y porque se puede efectuar, aún, si el paciente tuviese implantado cualquier dispositivo médico o presente algún cuerpo extraño².

Sin embargo, a pesar de que la TC proporciona información muy valiosa para el diagnóstico, tratamiento y pronóstico del paciente, existe un posible riesgo asociado, debido a que las dosis de radiación impartidas en cada exploración son 34% más elevadas que las de los estudios radiológicos convencionales³.

Según la OMS, así la dosis de radiación sea baja, sigue existiendo riesgos de efectos a largo plazo, que pueden tardar años o incluso decenios, en aparecer, tales como el cáncer. No siempre aparecen efectos de este tipo, pero la probabilidad de que se produzcan es proporcional a la dosis de radiación. El riesgo es mayor para los niños y adolescentes, pues son mucho más sensibles que los adultos⁴.

Aunque las exploraciones por tomografía no son las pruebas médicas más frecuentes realizadas con rayos x, según los reportados mencionados esta técnica representa solo el 17% del total de las exploraciones radiológicas realizadas, pero generan más dosis de radiación efectiva; según un estudio llevado a cabo sobre Estados Unidos, las exploraciones TC ocupan casi el 50% de la contribución a la dosis absorbida por la población^{5, 6}.

La Administración de Alimentos y Medicamentos de Estados Unidos establece que el riesgo de desarrollar cáncer a lo largo de la vida después de una TC con una dosis efectiva de 10 mSv podría ser de hasta 1 en 2 000; pero este riesgo, pequeño para un individuo, se convierte en un problema de salud pública si se somete a un gran número de personas a este procedimiento⁷.

Actualmente, existe una gran preocupación con respecto a los riesgos asociados al uso masivo de la TC; si bien el riesgo de eventos adversos secundarios al uso de la TC es relativamente bajo, la gran cantidad de estudios que se realizan a diario, a nivel mundial, hacen que este tipo de eventos adversos no sean nada desdeñables⁸.

Por lo antes expuesto y teniendo en cuenta que la clínica Vesalio, lugar donde se realizará el presente trabajo de investigación, es una institución de salud particular, cuyo emblema es brindar una atención de calidad con profesionales de prestigio. Es menester que el equipo de tecnólogos médicos que laboran ahí cuenten con los conocimientos y habilidades suficientes para el adecuado manejo de los estudios tomográficos, además de saber interpretar los indicadores de dosis que muestra el equipo (CTDIvol y DLP) y ser capaces, de identificar rangos de dosis que sobrepasen los actualmente aceptables (60 mGy y 1050 mGy*cm respectivamente para TC de cráneo)^{7, 28}; todo ello con el fin de beneficiar a los pacientes y exponerlos al menor riesgo posible, más aún cuando la TC de cráneo es uno de los exámenes que se emplean usualmente en el servicio de Radiología de dicha institución.

Delimitación

El presente proyecto de investigación se ejecutó en el Servicio de Radiología de la Clínica Vesalio, que está ubicada en la calle Joseph Thompson N°140; en el distrito de San Borja.

1.2. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

¿Cuál es la dosis promedio de radiación efectiva en pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo atendidos en el servicio de radiología de la clínica Vesalio de enero a agosto del 2016?

1.3. JUSTIFICACIÓN

El servicio de radiología de la clínica Vesalio dispone de un tomógrafo de la marca Siemens modelo Somaton Emotion con una configuración de 16 cortes y atiende las 24 horas del día, los 7 días de la semana. La tomografía computarizada de cráneo es el estudio que con más frecuencia se realiza en dicho servicio; atendándose pacientes de manera ambulatoria, ingresados por emergencia, así como provenientes del área de hospitalización.

El motivo por el que se pretende estudiar la dosis efectiva en el segmento anatómico del cráneo, es por qué; los niveles de dosis que se utilizarán en el estudio son de referencia internacional para un biotipo estándar, y compararlo con nuestro biotipo en dicho segmento no presenta mucha variación, lo que hará que la contrastación de resultados sea más precisa⁵.

Es por ello que se plantea el objetivo de determinar la dosis de radiación efectiva recibida por los pacientes; lo que nos permitirá conocer el comportamiento de los niveles de dosis efectiva para estudios de tomografía de cráneo y si estos se encuentran dentro de los niveles de referencia.

Los resultados del presente estudio servirán para contribuir al conocimiento científico de los profesionales de la salud porque permitirá conocer e interpretar los indicadores de dosis que muestran los equipos, así como los parámetros

que influyen en la dosis; de esta manera se podrá optimizar los protocolos empleados según a las recomendaciones actuales.

Asimismo, servirá como base de datos que contenga información reunida de dosis asociada con el procedimiento rutinario de TC de cráneo; el cual permitirá compararlas con otras instituciones que utilizan la misma marca y modelo del sistema de TC; esto permitirá que el personal de salud sea consciente de las dosis que los sistemas suelen entregar y del rango de las mismas; todo ello con el fin de beneficiar a los usuarios examinados con éstos equipos.

1.4. OBJETIVOS

Objetivo general

- Determinar la dosis promedio de radiación efectiva en pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo atendidos en el servicio de radiología de la clínica Vesalio de enero a agosto del 2016.

Objetivos específicos

- Indicar el índice de dosis en tomografía computarizada (CTDIvol) en los pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo.
- Indicar el Producto Dosis Longitud (DLP) en los pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo.
- Determinar la dosis de radiación efectiva según edad y sexo de los pacientes.
- Precisar la dosis de radiación efectiva según el tipo de paciente atendido (ambulatorio, hospitalizado y emergencia).

II. MARCO TEÓRICO

2.1. ANTECEDENTES

Granados D (2016)⁵, España, en su estudio titulado ***“Métodos de estimación de dosis a pacientes de tomografía computarizada”*** tuvo por objetivo comparar dos métodos de estimación de dosis en pacientes sometidos a tomografía más frecuentes (cráneo, tórax y abdomen); el primer método se basa en un programa llamado TCDosimetry y el segundo obtiene la dosis efectiva multiplicando el DLP por los valores del factor “k”. Las estimaciones de dosis se realizaron en dos modelos de tomógrafos Siemens, el Somaton Emotion 16 y el Somaton Sensation 64. Los resultados obtenidos para las exploraciones de cráneo en el modelo Somaton Emotion 16; con el primer método se estima un promedio de dosis efectiva de 2.2 mSv y con el segundo método se estima un promedio de 2.1 mSv. Concluye que en el caso del cráneo la diferencia en el valor de las dosis entre los dos métodos de cálculo es muy pequeña, en comparación con las demás exploraciones, además que el método TCDosimetry hace cálculos individualizados, mientras que el otro método es más simple, ya que multiplica el DLP por una constante, esto hace que sea muy práctico para su empleo en el ámbito rutinario del personal hospitalario.

Rosales E (2015)⁸, Perú, realizó un estudio titulado ***“Dosis de radiación por tomografía computarizada de cráneo en pacientes con traumatismo encéfalo craneano”*** con el objetivo de identificar cuáles fueron las dosis de radiación más altas administradas por tomografía computarizada en pacientes con traumatismo cráneo encefálico atendidos de urgencia en el Hospital de Emergencias José Casimiro Ulloa, 2014. Se analizaron un total de 79 pacientes con traumatismo cráneo encefálico atendidos de urgencia. Tuvo como resultado que el promedio de edad de los participantes fue de 44 ± 23 años de edad, siendo la mayoría (54%) varones. Tomográficamente la mayoría de los casos fueron sometidos a radiación ionizante en una sola ocasión (85%),

utilizándose con mayor frecuencia un protocolo de 300 miliamperios (85%), 120 kilovoltios (90%) y un índice de dosis por tomografía computarizada (CTDI) de 42.44 mGy (85%). Concluye que según los indicadores de radiación ningún paciente (0%) recibió más de 60 mGy de CTDI por sesión, todo ello debido a que el tecnólogo médico no modificó el protocolo de adquisición del tomógrafo para este segmento, porque la mayoría de los pacientes de estudio son adultos y su volumen del cráneo es relativamente constante.

Salmerón I. y col (2007)¹, España, llevaron a cabo un trabajo titulado ***“Tomografía computarizada multicorte en un servicio de radiodiagnóstico: estudio de las dosis impartidas durante 1 año”*** con el objetivo de conocer detalladamente los exámenes de tomografía computarizada (TC) realizados en un servicio de radiodiagnóstico y su contribución a las dosis de radiación recibidas por los pacientes. Se realizaron 2 estudios, uno retrospectivo de 1 año sobre los datos administrativos y otro prospectivo de 1 mes para conocer la actividad de los 2 equipos de TC multicorte del servicio y obtener el número total de exámenes, las distribuciones de edad de los pacientes y las frecuencias de los distintos tipos de exploración. Con esos datos y los resultados de medidas dosimétricas se han estimado los valores de dosis típicos para cada tipo de examen. Los resultados muestran que los tipos de exploración más frecuentes son las de cráneo (38,2%), abdomen-pelvis (17,5%), tórax-abdomen (11,7%), tórax (9,3%) y columna lumbosacra (6,8%). El grupo más numeroso de pacientes corresponde al intervalo de edad entre 45 y 64 años. El 51% de los pacientes estudiados fueron varones. El 16% de los pacientes (2,360) fue sometido a más de un examen de TC en el año estudiado. Se efectuaron 5,749 exploraciones de cráneo, el cual contribuyó con una dosis efectiva de 0.96 mSv, manteniéndose este valor por debajo del nivel de referencia. Concluyen que el trabajo ha servido para conocer con detalle la práctica con TC en un servicio de radiodiagnóstico, las posibilidades de mejora en el uso de los equipos y para estimar las dosis de radiación.

2.2 BASES CONCEPTUALES

2.1.2.1 TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

Desde el primer tomógrafo hasta la fecha, la evolución tecnológica de estos equipos ha sido permanente al punto de haberse convertido en la actualidad en una herramienta de diagnóstico de uso tan cotidiano como los equipos de rayos x convencionales. Una imagen por tomografía (tomo: corte y grafía: dibujo) muestra la sección transversal de un objeto y permite examinar el interior del mismo⁹.

La tomografía computarizada (TC), es un tipo especial de procedimiento radiológico que implica la medición indirecta de la atenuación, o transmisión de los rayos x a través del paciente en un gran número de proyecciones. Las proyecciones se obtienen mediante la acción combinada del tubo de rayos X rotando alrededor del paciente y de sistemas detectores que cuentan con cientos de elementos a lo largo del arco detector^{9, 11}.

Las imágenes son adquiridas debido a la rápida rotación del tubo de rayos x en 360 grados alrededor del paciente. La radiación transmitida es luego medida por un anillo de detectores de radiación muy sensibles localizados alrededor del paciente. La imagen final es generada de estas medidas utilizando el principio básico de que la estructura interna del cuerpo puede ser reconstruida con las proyecciones múltiples de rayos x^{12, 13}.

PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO

La forma más sencilla de tomografía computarizada consiste en el uso de un haz de rayos x finamente colimado y un único detector. La fuente de rayos x y el detector están conectados de tal modo que se mueven de forma sincronizada. Cuando el conjunto fuente-detector efectúa un barrido, o traslación del paciente, las estructuras internas del cuerpo atenúan el haz de rayos x según sus respectivos valores de número atómico y densidad de masa. La intensidad de radiación detectada variará así, conformará un perfil de atenuación llamado proyección. Al concluir la traslación, el conjunto fuente-

detector regresa a su posición de partida y el conjunto completo gira para iniciar una segunda traslación. Durante esta, la señal del detector vuelve a ser proporcional a la atenuación del haz de rayos x de las estructuras anatómicas, de lo que se obtiene un segundo resultado de exploración. Si se repite este proceso un número elevado de veces, se generará numerosas proyecciones. Estas no se perciben visualmente, sino que se almacenan en un ordenador. Después, el ordenador las procesa y estudia sus patrones de superposición para reconstruir una imagen final de las estructuras anatómicas. La superposición de las proyecciones no se produce como podría imaginarse en primera instancia. La señal del detector durante cada traslación se registra en incrementos de un máximo de 1000 superposiciones. El valor de cada incremento está relacionado con el coeficiente de atenuación de los rayos x que corresponde al trayecto total de la radiación por el tejido. Mediante el empleo de ecuaciones simultáneas se obtiene finalmente una matriz de valores representativa de la sección transversal de la estructura sometida a examen¹³.

TC CONVENCIONAL EN COMPARACIÓN CON TC ESPIRAL O HELICOIDAL (TCS)

En la TC convencional se adquiere secuencialmente una serie de imágenes, separadas por espacios iguales a través de una región específica como el abdomen o la cabeza. Hay una breve pausa tras cada corte para que avance la mesa del paciente hasta la siguiente posición preestablecida; la exploración puede durar varios minutos, dependiendo de la región corporal y el tamaño del paciente. Mientras que en la TCS las imágenes se obtienen continuamente mientras se avanza la mesa del paciente a través del gantry. El tubo de rayos x describe una ruta aproximadamente helicoidal alrededor del paciente. Si el avance de la mesa se coordina con el tiempo requerido por cada rotación de 360° (factor “pitch”), la adquisición de datos será completa e ininterrumpida. Esta moderna técnica ha supuesto una mejora significativa de la TC, porque los artefactos y distorsiones por la respiración no afectan al bloque unitario de datos de forma tan acusada como en la TC convencional. Este único bloque

puede utilizarse para reconstruir secciones de diferente grosor, en distintos intervalos o incluso reconstruir cortes con solapamiento¹¹.

TC ESPIRAL MULTIDECTOR

La TC multidetector representa el avance más reciente: en este caso, enfrente del tubo de rayos x no se coloca una sino varias hileras de detectores a lo largo del eje z del paciente. Con ello se acorta notablemente el tiempo de exploración y mejora la resolución temporal. Las hileras de detectores son de diferente espesor, que va aumentando desde el centro hasta los bordes del plano de corte. De ese modo, mejoran las posibilidades para la reconstrucción posterior de la imagen.

En la actualidad, los nuevos dispositivos de exploración de tomografía computarizada, dados a partir del perfeccionamiento en la tecnología de detectores, obtienen imágenes con cortes múltiples en una sola rotación. Estos dispositivos de exploración, llamados "TC de imágenes múltiples", "TC multidetector (TCMD)" o "tomografía espiral multicorte (TEM)", permiten obtener cortes más delgados en menor tiempo, con resultados más detallados y capacidad de visualización adicionales. Los dispositivos de exploración por TCMD modernos son tan veloces que pueden explorar amplios sectores del cuerpo en tan sólo unos segundos. Dicha velocidad es una ayuda para todos los pacientes, pero especialmente para niños, ancianos y personas gravemente enfermas. En casos de emergencia, pueden revelar lesiones lo suficientemente rápido como para ayudar a salvar vidas, siendo una herramienta de diagnóstico por imágenes rentable que abarca una serie de problemas clínicos, menos sensible al movimiento de pacientes y se puede realizar, aunque tenga implantado cualquier dispositivo médico, en comparación a la resonancia magnética¹¹.

COMPONENTES DEL SISTEMA

Sea cual sea el tipo de escáner que se utilice, en su diseño se distinguen tres componentes principales: el gantry, el ordenador y la consola de trabajo. Cada uno de estos componentes principales tiene varios subsistemas.

GANTRY: incluye el tubo de rayos x, el ordenamiento de detectores, el generador de alto voltaje, la mesa de soporte para el paciente y el soporte mecánico para cada uno de ellos. Estos subsistemas reciben órdenes electrónicas de la consola de trabajo y transmiten datos al ordenador para la producción de la imagen y el posprocesado.

- Tubo de rayos x: la capacidad de calentamiento debe ser como mínimo de varios millones de unidades de calor; en la mayoría de los tubos se usan rotores de alta velocidad para favorecer la disipación del calor. Los sistemas de imagen de TC diseñados para la producción de imágenes con alta resolución espacial incorporan tubos de rayos x con una mancha focal pequeña.
- Ordenamiento de detectores: los primeros sistemas de imagen de TC tenían un detector. Los sistemas de imagen de TC modernos disponen de múltiples detectores, en general son de dos tipos: detectores de centelleo y detectores de gas.
- Colimación. en los sistemas de imagen de TC se utilizan dos colimadores. El primero se monta en el tubo de rayos x o adyacente a él y limita el área del paciente que intercepta el haz útil, determinando así el grosor del corte y la dosis de radiación recibida por el paciente. Este colimador pre paciente habitualmente consta de varias secciones que permiten obtener un haz de rayos x paralelo. El segundo colimador (pre detector), restringe el haz de rayos x visto desde el conjunto de detectores. Este colimador reduce la radiación dispersa que incide sobre el conjunto de detectores.
- Generador de alto voltaje: todos los sistemas de imagen de TC trabajan con fuentes de alta frecuencia (alimentación trifásica). Así, admiten

velocidades superiores del rotor del tubo de rayos x y los picos de potencia característicos de los sistemas pulsados.

- Posicionamiento del paciente y mesa de soporte: además de acomodar confortablemente al paciente, la mesa debe estar construida con un material de bajo número atómico como la fibra de carbón, de forma que no interfiera con la transmisión del haz de rayos x ni con la imagen del paciente. Debe moverse suavemente y con precisión para permitir un adecuado posicionamiento del paciente.

ORDENADOR: dependiendo del formato de la imagen, deben ser resueltas simultáneamente hasta 250.000 ecuaciones; por ello se requiere una gran capacidad de computación. Con todos estos cálculos el ordenador reconstruye la imagen por lo tanto determina el tiempo de reconstrucción; es decir el tiempo desde el final de la adquisición hasta la aparición de la imagen.

CONSOLA DE TRABAJO: los sistemas de imagen de TC pueden estar equipados con dos o tres consolas. La consola de trabajo contiene contadores y controles para seleccionar adecuadamente los factores técnicos de la imagen, el movimiento mecánico del gantry y de la mesa del paciente, y los mandos del ordenador, permitiendo la reconstrucción de la imagen y la transmisión. La consola de visualización del médico acepta la imagen reconstruida de la consola de trabajo y la muestra para su visualización y diagnóstico¹⁴.

2.1.2.2 TOMÓGRAFO SIEMENS SOMATON EMOTION 16

Es un sistema de tomografía computarizada multicorte de la marca Siemens modelo Somaton Emotion con una configuración de 16 cortes, equipado con el software syngo CT 2013 (Ver anexo N°10) que produce imágenes de calidad con una excelente resolución espacial, pues posee una matriz de visualización de imagen de 1024x1024 pixeles y un grosor de corte que va de desde 0.6 a 10mm con incremento de corte de 0.1 a 10mm. El tomógrafo ha sido diseñado con una apertura del gantry de 70 cm, con una angulación que varía de -30° a

+30° y un campo de exploración de 50 cm, tiene una mesa para el paciente que puede contener una carga máxima de 200 kg. La potencia máxima del generador es de 50 kW, la tensión del tubo varía entre 80, 110 y 120 kV y la intensidad de la corriente está en el intervalo de 20 a 345 mA, con capacidad de acumulación térmica del ánodo de 5 MHU. Los tiempos de rotación del giro de 360° del gantry están comprendidos entre: 0.6, 1.0 y 1.5 segundos y los valores del pitch van de 0.5, 1.0 a 1.5. Este sistema ofrece un control automático de exposición llamado CARE Dose4D que adapta automáticamente la corriente del tubo al tamaño y forma del cuerpo del paciente garantizando una calidad de imagen diagnóstica constante¹⁵.

2.1.2.3 TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE CRANEO

La tomografía computarizada de cráneo es un examen médico de diagnóstico que utiliza un equipo especial de rayos x que produce múltiples imágenes o fotografías del interior de la cabeza para evaluar lesiones, dolores de cabeza severos, mareos, síntomas de aneurisma, sangrados, derrame cerebral y tumores cerebrales¹⁶.

Muchos estudios de TC craneal se pueden realizar sin inyectar ningún medio de contraste: así, el diagnóstico diferencial entre la hemorragia y el infarto cerebral, en caso de un déficit neurológico repentino, no precisa de ningún medio de contraste. Sin embargo, si se desea visualizar una alteración de la barrera hematoencefálica, como ocurre en los tumores, metástasis cerebrales o encefalitis, se precisa la administración endovenosa de medio de contraste.

Selección del plano de imagen: primero se obtiene, en baja resolución, un topograma (escanograma) sagital de planificación, que sirve para determinar el ángulo de barrido y los planos de corte deseados. Se determina el plano de corte deseado, paralelo al denominado plano órbito-meatal: lo mejor es reproducir estos planos desde el límite superior de la órbita hasta el meato auditivo externo, lo que facilita la comparación de las TC posteriores de control, evitando así la irradiación de volúmenes adyacentes no deseados. El volumen de investigación de una exploración de TC craneal abarca desde la calota

hasta la base craneal. En este volumen se consideran dos regiones o series consecutivas: la primera comprende la fosa posterior y la segunda, la zona de los hemisferios cerebrales¹¹. Los parámetros técnicos para obtener el examen se encuentran detallados en el Anexo N°5.

Principios de exploración: cuando se inicia un examen, el tubo de Rayos X gira de forma continua sin invertir su movimiento. Al tiempo que se produce este giro, la camilla desplaza al paciente a través del plano de rotación del haz de Rayos X. En todos los barridos de TC se recogen los datos de manera continua. Estos datos deben facilitar una imagen de reconstrucción en cualquier posición del eje Z deseada, es decir, en el sentido longitudinal del paciente.¹⁷

La exploración del cráneo por Tomografía Computarizada generalmente se utiliza para detectar:

Patologías más frecuentes que ameritan una exploración por tomografía computarizada de cráneo sin contraste:

- Sangrados, lesiones cerebrales y fracturas del cráneo en pacientes con traumatismo encéfalo craneano.
- Sangrados causados por rupturas o fisuras de aneurismas en un paciente con dolores de cabeza repentinos.
- Un coágulo de sangre o un sangrado dentro del cerebro no bien el paciente presentó síntomas de un derrame cerebral.
- Accidente cerebro vascular.
- Cavidades cerebrales agrandadas (ventrículos) en pacientes con hidrocefalia.
- Enfermedades o malformaciones del cráneo.

Patologías más frecuentes que ameritan una exploración por tomografía computarizada de cráneo con contraste:

- Alteraciones vasculares.
- Neoplasias, tumores y metástasis cerebrales.
- Infección e inflamación cerebral.

- Asimismo, se debe evaluar aneurismas o malformaciones arteriovenosas mediante una técnica llamada angiotomografía.¹⁶

2.1.2.4 DOSIS DE RADIACIÓN

Se refiere a la cantidad de energía de radiación depositada en un medio. Las diferentes modalidades de rayos x depositan la dosis de radiación de diferentes maneras. La distribución de la dosis de radiación en TC es marcadamente diferente que en radiografía convencional, debido a la manera única en la que la dosis de radiación se deposita. Hay tres aspectos de la dosis de radiación en la TC que son únicas en comparación con la radiografía convencional.

En primer lugar, porque una sola imagen de TC se adquiere con un haz de rayos x finamente colimado; el volumen de tejido que es irradiado por el haz de rayos x primarios es sustancialmente pequeño en comparación con el promedio de una radiografía de tórax.

En segundo lugar, el volumen de tejido irradiado, se expone al haz de rayos x en casi todos los ángulos durante la adquisición rotacional y este distribuye de manera más uniforme la dosis de radiación a los tejidos mientras que en radiografía convencional la dosis de radiación disminuye conforme atraviesa el tejido, por lo que la superficie de entrada del tejido irradiado recibe más dosis de radiación que el tejido cerca de la superficie de salida del paciente¹⁸.

Por último, la adquisición tomográfica requiere de una alta relación señal ruido para lograr una alta resolución de contraste, y por lo tanto, la dosis de radiación al volumen irradiado es mucho mayor, requiriéndose parámetros técnicos (kV y mAs) elevados. Por ejemplo, una radiografía típica de tórax PA (posteroanterior) puede ser adquirido con el uso de 120 kV y 5 mAs lo que implica para el paciente una dosis de radiación de 0.4 mGy, mientras que una TC torácica se adquiere típicamente con 120 kV y 200 mAs; lo que resulta exponerse a una dosis promedio de radiación de 30 mGy.^{18, 31}

MEDICIÓN DE LA DOSIS

La medida de la dosis refleja la cantidad de energía absorbida por algo o alguien (ya sea un tejido o un órgano) cuando se expone a los rayos X. Esto es relevante, ya que esta absorción de energía puede causar daños a una persona. Estas dosis se pueden medir mediante la dosis absorbida, la dosis equivalente y la dosis efectiva¹⁹.

DOSIS ABSORBIDA (D): la dosis de energía o la dosis absorbida caracterizan la cantidad de energía depositada en una materia tras la exposición a cierta cantidad de radiación. La unidad de medición utilizada es el gray (Gy) y está definida como la cantidad de radiación requerida para depositar 1 julio (J) de energía en 1 kilogramo de cualquier tipo de materia. Por consiguiente: $1\text{ Gy} = 1\text{ J/kg}$.

La dosis absorbida $D = \text{energía de la radiación absorbida/kg de materia}$

Desafortunadamente, esta sencilla descripción solo define una cantidad física y no refleja los efectos biológicos de la radiación, puesto que ni tiene en cuenta el tipo de radiación ni el daño que puede provocar en los diferentes tejidos²⁰.

DOSIS EQUIVALENTE (H): Los daños biológicos ocasionados por los diferentes tipos de radiación no son iguales, por consiguiente, aunque la dosis absorbida de rayos x o rayos alfa sea similar, el daño puede resultar completamente diferente.

La dosis equivalente para cualquier tipo de radiación se define como la dosis absorbida D multiplicada por un factor (w_R) que mide el daño causado al tejido biológico por un tipo de radiación en particular. En el caso de los rayos x, rayos gamma, rayos beta y los positrones, el factor de ponderación es 1, por lo que la dosis equivalente es igual a la dosis absorbida. En el caso de los rayos alfa que se presentan de forma natural y que son emitidos, por ejemplo, por algunos tipos de isótopos de uranio, la dosis absorbida debe ser multiplicada por un factor de 20. Esto indica que los rayos alfa y otras partículas pesadas tales como los neutrones y protones pueden ocasionar mucho más daño al tejido

biológico que los rayos x. La unidad utilizada para medir la dosis equivalente es el sievert (Sv) que equivale a 100 rems en el sistema Cegesimal. El Sievert es una unidad muy grande para su utilización en protección radiológica y por ello se utilizan sus submúltiplos, el milisievert (mSv, 10^{-3} Sv) y el microsievert (μ Sv, 10^{-6} Sv). La dosis equivalente H es:

$H = D \cdot w_R$, en donde w_R , es una estimación de la cantidad de daño biológico causado por 1 Gy del tipo correspondiente de radiación^{19, 21}.

DOSIS EFECTIVA (E): En 1975 la Comisión Internacional sobre Protección a la Radiación (ICRP) propuso una cantidad teórica para evaluar la probabilidad del deterioro de la salud debido a dosis bajas de radiación ionizante, conocida inicialmente como dosis equivalente y, posteriormente, (1990) como dosis efectiva. Esta cantidad considera el riesgo-salud de un paciente estándar, quien no está expuesto uniformemente a la radiación ionizante y cae en una situación en la que debería estar expuesto uniformemente a un campo de radiación. El daño que la radiación provoca en diferentes tipos de tejido orgánico no es idéntico, por ejemplo, la médula ósea roja es más sensible a la radiación, mientras que el hígado es mucho menos sensible. La dosis efectiva refleja esto, puesto que es un promedio ponderado de la dosis equivalente recibida por los órganos²⁰. Esta expresada como:

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}$$

Donde w_T es el factor de ponderación para el tejido T y $\sum w_T = 1$. La suma se realiza sobre todos los órganos y tejidos del cuerpo humano considerados sensibles a la inducción de efectos estocásticos. Estos valores del w_T se escogen para representar las contribuciones de órganos individuales y de tejidos al detrimento total de la radiación para efectos estocásticos.

La unidad científica de medición de la dosis efectiva es $J \text{ kg}^{-1}$ con el nombre especial de sievert (Sv). Debido a que los distintos tejidos y órganos tienen una sensibilidad distinta a la radiación, el riesgo relacionado con la radiación en las

diferentes partes del cuerpo, proveniente de un procedimiento de rayos X varía. El término dosis efectiva se refiere a la dosis promedio en todo el cuerpo. La dosis efectiva toma en cuenta la sensibilidad relativa de los diversos tejidos expuestos. Aún más, permite cuantificar el riesgo y compararlo con fuentes más comunes de exposición que van desde la radiación de fondo natural hasta los procedimientos radiográficos con fines médicos²⁰.

Los factores de ponderación para los distintos tejido/órganos del cuerpo humano que siguen vigentes son: Medula ósea, colon, pulmón, estómago, mama y resto de los tejidos: (W_T) 0.12; gónadas: (W_T) 0.08; vejiga, esófago, hígado y tiroides: (W_T) 0.04; Superficie del hueso, cerebro, glándulas salivales y piel: (W_T) 0.01²³.

APLICACIÓN DE LA DOSIS EFECTIVA

Los usos principales de la dosis efectiva en la protección radiológica tanto para trabajadores ocupacionalmente expuestos como del público en general son:

- La evaluación prospectiva de la dosis en la planificación y optimización de la protección; y
- La evaluación retrospectiva de la dosis para demostrar cumplimiento de límites o para la comparación con las restricciones de dosis o los niveles de referencia.

En este sentido, la dosis efectiva se utiliza mundialmente para propósitos reguladores. En las aplicaciones prácticas de la protección radiológica, la dosis efectiva se emplea para gestionar los riesgos de los efectos estocásticos en trabajadores y en el público. El cálculo de la dosis efectiva o de los correspondientes coeficientes de conversión para la exposición externa, así como los coeficientes de dosis para la exposición interna, está basado en la dosis absorbida, los factores de ponderación (w_R y w_T) y los valores de referencia del cuerpo humano y sus órganos y tejidos. La dosis efectiva no está basada en los datos individuales de las personas. En su aplicación general, la dosis efectiva no provee una dosis al individuo específico sino a la Persona de Referencia en una determinada situación de exposición.

La dosis efectiva tiene como propósito su uso como una magnitud de protección sobre la base de valores de referencia. Su uso es inadecuado para la evaluación de reacciones tisulares.²⁰

MANIQUES PARA LA MEDICIÓN DE LA DOSIS EN TC

Las medidas de dosis para TC son realizadas colocando cámaras de ionización en “fantomas” o maniqués estándar de 16 cm y 32 cm de diámetro, conocidos respectivamente como “Head” y “Body”. El maniquí más pequeño simula la cabeza de un paciente y el maniquí más grande simula el cuerpo o torso. Ambos maniqués son de 15 cm de longitud. (Ver Anexo N°1.A) y son de acrílico sólido con agujeros perforados a través de ellos en ubicaciones especificadas para la acomodación de la cámara de ionización tipo lápiz²².

Estas cámaras de ionización están diseñadas de un cilindro delgado de volumen activo de 10mm de longitud, se utiliza para exposiciones no uniformes de una o varias exploraciones. Normalmente la cámara es colocada en el interior del maniquí para atenuar el haz primario y generar la dispersión de rayos x de manera que simulen las condiciones de exposición del paciente¹¹. (Ver Anexo N°1B)

El procedimiento para medir la dosis es colocar la cámara de ionización en uno de los agujeros del maniquí, tomar un barrido y registrar la cantidad de carga que emite la cámara. Entonces la cámara se mueve al siguiente agujero, se coloca un tapón de acrílico en el agujero de la cámara original y el procedimiento se repite. Moviéndose la cámara a otro agujero permite que la dosis sea determinada en una variedad de lugares dentro del maniquí. Generalmente, la dosis varía entre ubicaciones, incluso cuando se utiliza la misma técnica. Por ejemplo, la dosis en la ubicación anterior del maniquí difiere de la dosis en la ubicación posterior, que difiere de la dosis en el lado derecho del paciente y, así sucesivamente²⁴.

2.1.2.5 INDICADORES DE DOSIS EN TC

Al hablar específicamente de TC el estándar de dosis se conoce como índice de dosis en TC, o CTDI, el cual tiene múltiples derivados, entre los que nos interesan particularmente: el CTDI en 100 mm (CTDI₁₀₀), el ponderado (CTDI_w), el volumétrico (CTDI_{vol}) y el producto dosis longitud (DLP). (Ver Anexo N°2)

CTDI (ÍNDICE DE DOSIS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA): representa la dosis promedio absorbida a lo largo del eje longitudinal de la exploración o eje z, durante una rotación completa del tubo de rayos X. Este valor se obtiene a partir de la medición durante una exploración TC axial y se calcula dividiendo la dosis absorbida en el eje por la anchura total de haz de rayos x. Su medición se realiza mediante cámaras de ionización colocados en el interior de un maniquí cilíndrico de acrílico, ya sea de 16 cm de diámetro (que representa la cabeza de un adulto o el abdomen de un niño) o de 32 cm de diámetro que corresponde al abdomen de un adulto.

CTDI₁₀₀ (ÍNDICE DE DOSIS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA EN 100): se mide colocando cámaras de ionización en forma de lápiz de 100 mm de longitud en el centro y la periferia de los maniquíes. Cuando estas mediciones se suman, considerando que el centro corresponde a una tercera parte del volumen del maniquí y la periferia a dos terceras partes, se obtiene el CTDI_w.

CTDI_w (ÍNDICE DE DOSIS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA PONDERADO): es la suma de un tercio del valor CTDI medido en el centro y dos tercios del valor CTDI medido en la periferia, esto es debido a que la dosis de radiación disminuye al aumentar la profundidad, la dosis es mayor en la periferia de un objeto que en el centro. Éste considera, por lo tanto, la radiación absorbida en el plano de la exploración, es decir, los ejes x e y. representa aproximadamente la dosis media ponderada por corte en un maniquí TC de cabeza o cuerpo, expresada como dosis absorbida en aire.

CTDIvol (ÍNDICE DE DOSIS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA EN VOLUMEN): la dosis del CTDIw refleja adecuadamente la dosis media ponderada para un único plano de barrido, pero no tiene en cuenta la dosis a lo largo del eje z en una exploración. Para la exploración del volumen de un paciente, la dosis media también depende del desplazamiento de la mesa por lo tanto considera la radiación en los tres ejes de la exploración (x, y, y z) en un volumen de tamaño estandarizado, por lo tanto, no representa tampoco la radiación que recibe un paciente en una exploración de determinada longitud. El CTDIvol estima la dosis de radiación promedio dentro de un volumen irradiado, su unidad es el miligray (mGy). Es el resultado de dividir el CTDIw entre el factor *pitch*, que resulta a su vez de dividir la longitud de la exploración entre la colimación. Es el indicador de dosis más accesible, ya que se muestra de forma automática en los equipos de TC. Debido a que el método para derivar CTDIvol es uniforme entre los fabricantes, este valor puede ser utilizado para comparar directamente la dosis de radiación de diferentes protocolos de escáner.

DLP (PRODUCTO DOSIS LONGITUD): Se obtiene al multiplicar la longitud de la exploración en centímetros por el CTDIvol, es proporcional a la radiación total absorbida; por lo tanto, a mayor DLP existe un mayor riesgo relacionado con la exposición a la radiación. Tanto el DLP como el CTDIvol se almacenan en el equipo en un rubro aparte que puede denominarse “protocolo del paciente” o “información de dosis” junto con las imágenes del paciente.

DOSIS EFECTIVA EN TC: Para obtener la medición de la dosis efectiva de radiación en mSv a la que se estima que un paciente pudo haber sido expuesto en un estudio de TC, se multiplica el DLP por un factor constante “k”, pero distinto según la región anatómica explorada y la edad del paciente (Ver Anexo N°3).

En el Anexo N°4 se observan las fórmulas empleadas para el cálculo de los parámetros anteriores^{7, 25, 26}

2.1.2.6 NIVELES DE REFERENCIA

No se recomiendan límites de dosis ni restricciones de dosis para pacientes porque los mismos pueden reducir la eficacia del diagnóstico, provocando más perjuicio que beneficio. Por consiguiente, el énfasis está puesto en la justificación de los procedimientos clínicos, en la optimización de la protección y en la utilización de niveles de referencia para los procedimientos diagnósticos.

Los niveles de referencia representan el nivel de dosis o de riesgo por encima del cual se considera inadecuado aceptar que se produzcan exposiciones, para los cuales, por tanto, deberían planificarse y optimizarse acciones protectoras. Los niveles de referencia pueden describirse entonces como factores claves en el proceso de optimización que asegurará niveles adecuados de protección para ayudar a garantizar que todas las exposiciones sean tan bajas como razonablemente sea posible^{20, 27, 28}. (Ver Anexo N°6)

2.1.2.7 REPORTE DE DOSIS EN TC

El sistema de TC aporta información sobre el índice de dosis en tomografía computarizada en volumen (CTDIvol) y el producto dosis longitud (DLP) tal como se define en la norma de la Comisión Internacional de Electrónica (IEC). Ambos valores se muestran en la interfaz de usuario del escáner antes y después de cada rango de exploración. Además, estos valores se almacenan en el Protocolo del paciente y en el Informe estructurado de dosis DICOM.

Estos valores son válidos siempre que el control automático de exposición del sistema de TC este desactivado, ya que esta función no está adaptada para las mediciones con fantomas; además estos valores no ofrecen una información completa del riesgo de radiación asociado con el examen TC. Para ello, la ICRP (Comisión Internacional para la Protección contra la Radiación) introdujo el concepto de “Dosis efectiva”. Este concepto permite comparar los riesgos de radiación asociados a distintos exámenes de TC o con rayos x, es decir,

exámenes distintos con la misma dosis efectiva presentarán el mismo riesgo de radiación para el paciente¹⁵.

2.1.2.8 PARÁMETROS TÉCNICOS QUE INFLUYEN EN LA DOSIS AL PACIENTE

Los principales parámetros técnicos de exploración que tienen un efecto directo sobre la dosis de radiación efectiva que recibe cada paciente son: el kilovoltaje (Kv), la corriente de tubo (mA), la colimación y el pitch²⁹.

TENSIÓN DEL TUBO (El Kilovoltaje kV)

Es el control primario de la calidad y, por lo tanto de la penetrabilidad del haz de rayos x²⁴. Este determina la energía cinética de los electrones acelerados en el tubo de rayos x y el máximo de energía del espectro de emisión de rayos x.

En la mayoría de los estudios se utilizan 120 kilovoltios (kV), aunque un voltaje mayor (140 kV) o menor (80 o 100 kV) puede ser útil en situaciones específicas. Sin embargo, la elección del voltaje del tubo tiene un gran impacto en la dosis efectiva: en comparación con el uso estándar de 120 kV, cuando se utilizan 140 kV (por ejemplo, en pacientes obesos) existe un incremento en la dosis efectiva por un factor de 1,3 a 1,6. Asimismo, cuando se opta por utilizar 100 kV (por ejemplo, en pacientes delgados) se logra una reducción por un factor 1,5 a 1,7; y cuando se usan 80 kV (por ejemplo, en pacientes pediátricos) la reducción alcanza un factor de 3 a 4³⁰.

CORRIENTE (mA)

Determina el número de rayos x producido, y por lo tanto la cantidad de radiación²⁴. Es el principal parámetro que puede adaptarse al tamaño del paciente cuando se mantiene constante el resto de los parámetros de la exploración, tales como el kilovoltaje del tubo y el pitch o desplazamiento de la mesa. La disminución del producto corriente-tiempo de exposición expresado en miliamperes-segundo (mAs) produce una reducción de la dosis efectiva directamente proporcional. Es decir, si el mAs se reduce 50%, la dosis

disminuye en el mismo porcentaje. Sin embargo, existe un importante incremento en el ruido; éste puede no ser tan perceptible o no afectar mucho la calidad de la imagen en pacientes adultos, pero en el caso de los niños la calidad de la imagen puede resultar afectada.

Es recomendable utilizar la máxima velocidad de rotación del tubo para disminuir los artefactos por movimiento y utilizar el menor kilovoltaje (kV) del tubo de acuerdo con el tamaño del paciente para obtener el mejor contraste de imagen⁷.

COLIMADORES

Describe el grosor preseleccionado para las secciones que se adquieren a lo largo del eje longitudinal del cuerpo del paciente (eje z) el operador puede limitar la corriente de rayos x en el eje z, que se extiende a modo de abanico desde el tubo de rayos x, a través del denominado colimador: este puede dejar pasar un haz ancho que se recoge detrás del paciente con cámaras detectoras o, por el contrario, estrecharlo para obtener secciones más finas, con una mayor resolución espacial en el eje z del paciente¹¹.

FACTOR *PITCH*

El factor de desplazamiento conocido como pitch, describe la relación entre el desplazamiento de la mesa (mm) por cada rotación del tubo de rayos x y el grosor del corte¹¹.

Para los equipos de un solo corte, incrementar el *pitch* condicionaría una disminución de la dosis de radiación por ser inversamente proporcional al CTDIvol; sin embargo, conlleva un incremento en el grosor efectivo del corte y un efecto parcial de volumen. En los equipos multidetector de una sola fuente de energía el incremento del factor *pitch* se asocia con otro fenómeno conocido como “*over ranging*”; éste consiste en un aumento automático de la longitud de la exploración. En términos más simples, la longitud de la exploración que planeamos en el equipo no es la real, sino que aumenta entre 3 y 12 cm dependiendo de la marca del equipo, el número de detectores, el factor *pitch* y

la colimación. El incremento en el factor *pitch* aumenta la longitud del *over ranging* y por lo tanto la dosis de radiación⁷.

2.3 DEFINICIÓN DE TÉRMINOS

- **Tomógrafo computarizado:** equipo de diagnóstico médico por imagen que emite rayos x.
- **Tomografía de cráneo:** procedimiento que utiliza rayos X para crear imágenes de la cabeza.
- **Dosis de radiación:** Magnitud que representa la cantidad de radiación recibida por el paciente cuando se expone a los rayos x.

2.4 FORMULACIÓN DE LA HIPÓTESIS

La dosis promedio de radiación efectiva es 2.1mSv en los pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo atendidos en el servicio de radiología de la clínica Vesalio de enero a agosto del año 2016.

III. METODOLOGÍA

3.1. TIPO DE INVESTIGACIÓN

Estudio de tipo observacional, con diseño descriptivo, por la ocurrencia de los hechos, retrospectivo, según el acopio de información de corte transversal y por la forma de análisis de los datos tuvo un enfoque cuantitativo.

3.2. POBLACIÓN DE ESTUDIO

Estuvo constituida por todos los estudios tomográficos de cráneo (438 estudios) que se exploraron en el servicio de radiología de la clínica Vesalio de enero a agosto del 2016.

Unidad de análisis: estudio tomográfico de cráneo que se explore en un paciente.

3.3. MUESTRA DE ESTUDIO O TAMAÑO MUESTRAL

Tamaño Muestral: estuvo constituido por la población de estudio que cumpla con los criterios de selección (145 pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo).

Tipo de muestreo: Se hizo un muestreo de tipo no probabilístico por conveniencia. Entraron todos los reportes de dosis de los pacientes que se realizaron la tomografía computarizada de cráneo y cumplieron con los criterios de selección en el periodo determinado.

3.4. CRITERIOS DE SELECCIÓN

Criterios de Inclusión:

- Estudio tomográfico de cráneo en paciente de ambos sexos.
- Estudio tomográfico de cráneo en pacientes adultos (mayores de 17 años considerados así, según los protocolos de exploración de la Institución donde se realiza el presente estudio).
- Estudio tomográfico de cráneo con protocolo de rutina (adquisición secuencial).

- Estudio tomográfico de cráneo en pacientes atendidos por la modalidad ambulatoria, hospitalaria y emergencia.

Criterios de Exclusión:

- Estudio tomográfico de cráneo en paciente con los datos incompletos.
- Estudio tomográfico de cráneo que abarquen otras regiones anatómicas. (exploraciones múltiples; por ejemplo, TC de cráneo más cuello, TC de cráneo más pulmones, etc.)
- Estudio tomográfico de cráneo con indicación de administración de contraste.

3.5. OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

VARIABLE DE ESTUDIO	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DIMENSIONES	DEFINICION CONCEPTUAL DE LAS DIMENSIONES	TIPO DE VARIABLE	ESCALA DE MEDICIÓN	INDICADOR	VALORES FINALES	INSTRUMENTO
DOSIS DE RADIACIÓN EFECTIVA	Cantidad de energía a la que se expone un paciente en un estudio de tomografía, es medida en unidades de milisievert (mSv)	CTDI vol.	Representa la dosis promedio absorbida a lo largo del eje longitudinal de la exploración durante una rotación completa del tubo de rayos X.	Cuantitativa	Razón	mGy	En números	Hoja de recolección de datos
		DLP	Es proporcional a la radiación total absorbida, resulta de multiplicar el CTDIvol por la longitud de la exploración en centímetros.	Cuantitativa	Razón	mGy*cm	En números	Hoja de recolección de datos
		Coeficiente "K"	Factor de conversión constante, pero distinto según la región anatómica explorada y la edad del paciente. Este se multiplica por el DLP para estimar la dosis efectiva.	Cuantitativa	Razón	Resultado de la prueba	En números	Hoja de recolección de datos

VARIABLES DE CARACTERIZACION	DEFINICION CONCEPTUAL	DIMENSIONES	DEFINICION CONCEPTUAL DE LAS DIMENSIONES	TIPO DE VARIABLE	ESCALA DE MEDICION	INDICADOR	VALORES FINALES	INSTRUMENTO
Características referidas a la población de estudio	Características como la edad, el sexo y el tipo de atención.	Edad	Cantidad de años transcurridos desde el nacimiento.	Cuantitativa	Razón	Años	En números	Hoja de recolección de datos
		Sexo	Características de la persona de acuerdo al genotipo: XX o XY	Cualitativa	Nominal	Genotipo	Masculino Femenino	Hoja de recolección de datos
		Tipo de atención	Modalidad de atención dependiendo de la prioridad del paciente.	cualitativa	Nominal	Resultado de la prueba	Ambulatoria Hospitalizado Emergencia	Hoja de recolección de datos

3.6. TÉCNICA E INSTRUMENTO:

Técnicas:

Se aplicó la técnica de análisis documental y observación indirecta, pues la información fue clasificada del reporte de dosis de los estudios tomográficos de cráneo grabados en el tomógrafo multidetector Siemens Somaton Emotion de 16 cortes. Así como de los registros escritos de atención y la base de datos del servicio de Radiología.

Instrumentos:

Se utilizó una hoja de recolección de datos diseñado para el efecto. (Ver Anexo N° 9) La cual estuvo estructurada en tres partes, la primera denominada datos del paciente, conformada por 4 preguntas y la segunda, denominada reporte de dosis, conformada por 2 preguntas cuyo objetivo fue determinar la dosis efectiva en los pacientes, cabe resalta que en la última parte se hizo el cálculo de la dosis efectiva.

3.7. PLAN DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Para dar inicio a la recolección de los datos, se debió contar con la aprobación del proyecto de investigación por resolución decanal de la Facultad de Medicina de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos, luego se procedió realizar el trámite en la clínica “Vesalio”, lugar donde se llevó a cabo el estudio, para lo cual se ha elaborado una solicitud a nombre de la médico Jefe del servicio de Radiología. (Ver Anexo N°8).

Luego de brindado el permiso correspondiente, se coordinó con el Tecnólogo Medico responsable del área de tomografía de dicho servicio para acceder a la información de los pacientes que se realizaron las evaluaciones tomográficos durante el periodo de estudio.

El equipo del cual se recolectó la información, para este estudio, es un tomógrafo de la marca siemens, modelo Somaton Emotion de 16 cortes (ver Anexo N°10). Cabe mencionar que los exámenes de TC de cráneo realizados en dicho servicio estuvieron protocolizados de la siguiente manera. El paciente

debió ser colocado en decúbito supino sobre la mesa de exploración, la región a explorar debe estar sobre la apoya cabeza bien asegurada con los accesorios de inmovilización, de modo que no haya rotación o inclinación de la cabeza y la adquisición del estudio sea lo más simétrica posible. Antes de iniciar la exploración se adquiere un topograma con el fin de determinar la longitud de exploración; para TC de cráneo esta longitud se extiende desde el foramen occipital (base del cráneo), evitando las orbitas hasta el vértex; la inclinación del gantry se puede determinar a partir del topograma; el haz de radiación debe ser paralelo a la línea imaginaria órbito-meatal, que va desde las orbitas hasta el meato auditivo externo. Los detalles de la evaluación tomográfica se encuentran en el Anexo N°5 y N°7.

Puesto que el estudio es retrospectivo, la información se obtuvo de dos formas; directamente de la revisión de los exámenes de TC de cráneo almacenados en el equipo y en el caso de los exámenes eliminados por su antigüedad mediante la revisión de los exámenes que se encuentran enviados en el sistema de comunicación y almacenamiento de imágenes (PACS). En ambos casos se revisó el informe o reporte de dosis que muestra el equipo después de una exploración tomográfica, de cada estudio se extrajo datos referentes a la edad y sexo del paciente, los indicadores de dosis en Tomografía computarizada (CTDIvol y DLP total). También se revisaron los registros escritos de atención durante el periodo de investigación, de estos se extrajo los datos sobre la modalidad de atención (emergencia, hospitalizado o ambulatorio) y si estuvieran incompletos este dato se extrajo de la base de datos del servicio de Radiología.

Cálculo de dosis efectiva (E): Para determinar la dosis efectiva (E) de los exámenes de tomografía de cráneo se utilizó el factor de conversión “K” propuesto por Granados D. que se basa en la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM); quien plantea un método directo para calcular la dosis efectiva a la que se estima que un paciente estuvo expuesto durante el estudio de TC; para hacer el cálculo se multiplicó el Producto Dosis Longitud (DLP) por un factor de conversión “K” derivado de mediciones y simulaciones de Monte

Carlo⁵. (Ver Anexo N°3), con este método se obtuvo el valor total de mSv por estudio, que fue dado por la ecuación expresada como:

$$E \text{ (mSv)} \approx K \times DLP$$

Luego de seleccionados los estudios de TC de cráneo que cumplan con los criterios de selección, se procederá a clasificar la información y a registrar lo necesario en las hojas de recolección de datos, se estimó culminar este proceso de recolección de datos en el lapso de una semana, según el cronograma propuesto. Una vez culminada la recolección de la información se dio un código a cada hoja, lo cual permitió identificar los estudios tomográficos al momento de su ingreso en la base de datos.

3.8. ANÁLISIS DE DATOS

Los datos que se obtuvieron durante la investigación fueron clasificados y registrados utilizando el software informático Microsoft Excel 2013, luego fueron ingresados en el programa estadístico SPSS v.22 de una laptop personal.

Para el análisis de los datos de la dosis efectiva de radiación se utilizó estadística descriptiva, las variables cualitativas fueron estimadas mediante medidas de distribución de frecuencias absolutas (N) y relativas (%) y las variables cuantitativas mediante medidas de tendencia central y de dispersión, es decir el promedio (M) y la desviación estándar (DE). Todos los datos fueron analizados con un intervalo de confianza del 95%.

Dichos análisis fueron presentados a través de gráficos y tablas que permitieron dar cumplimiento a los objetivos ya descritos.

3.9. CONSIDERACIONES ÉTICAS:

La solicitud y la hoja de recolección de datos se confeccionaron basándose en los principios bioéticos considerados en el código de Núremberg, Declaración de Helsinki y el informe de Belmont.

Principio de beneficencia: el estudio ha sido diseñado para que los resultados proporcionen beneficios tanto a la comunidad científica por el aporte en los conocimientos y a los pacientes que se someten a pruebas tomográficas pues se tuvo conocimiento sobre la dosis efectiva de radiación que servirá para mejorar los procedimientos tomográficos posteriores.

Principio de no maleficencia: la recolección de los datos y la presentación de los resultados no provocaron daño o riesgos para el paciente, pues no hubo contacto directo con ellos.

Principio de autonomía: Se hizo uso de los registros de los exámenes de la base de datos del servicio, así como del reporte de dosis grabados en el tomógrafo; todo ello bajo la coordinación con la Jefatura del Servicio de Radiología de la clínica Vesalio, quien en coordinación con el investigador garantizaran la confidencialidad de los datos y registros, puesto que a cada hoja de recolección se dio un código de identificación.

IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1. RESULTADOS:

Tabla N°1: Características generales en pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo atendidos en el servicio de radiología de la clínica Vesalio

Características generales de los pacientes		N	%
Edad	M ± DE (Mínimo - Máximo)	59.386 ± 23.047 (18 - 97)	
	<40 años	33	22.8%
	40 a 60 años	41	28.3%
	> 60 años	71	49.0%
Sexo	Masculino	76	52.4%
	Femenino	69	47.6%
Modalidad de atención	Ambulatoria	32	22.1%
	Hospitalaria	25	17.2%
	Emergencia	88	60.7%
TOTAL		145	100.0%

En la tabla N°1 se observan las características generales de los pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo donde: la edad promedio de los pacientes fue de 59.38 años, siendo el rango más predominante mayor a 60 años (49%). La mayor parte de los pacientes fue de sexo masculino (52.4%) y la modalidad de atención fue en su mayoría por emergencia (60.7%). (Ver gráfico N°1, 2, 3)

Gráfico N°1: Edad del paciente sometido a tomografía computarizada

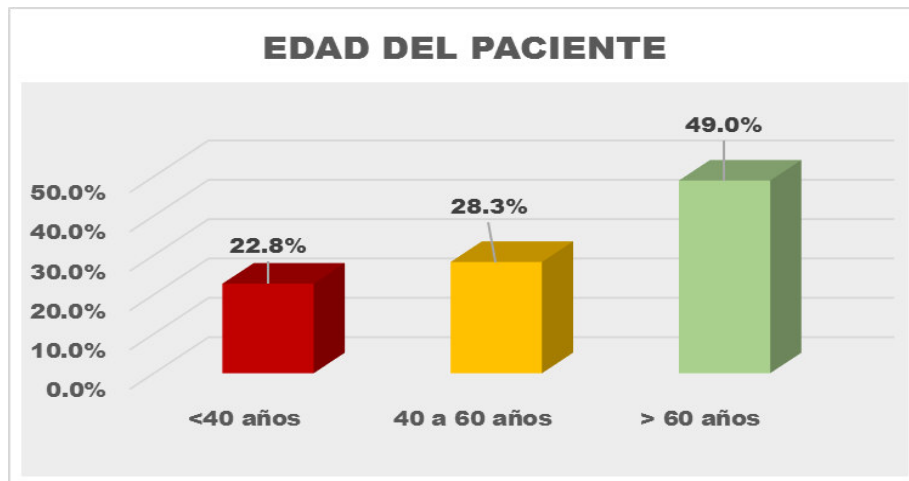


Gráfico N°2: Sexo del paciente sometido a tomografía computarizada

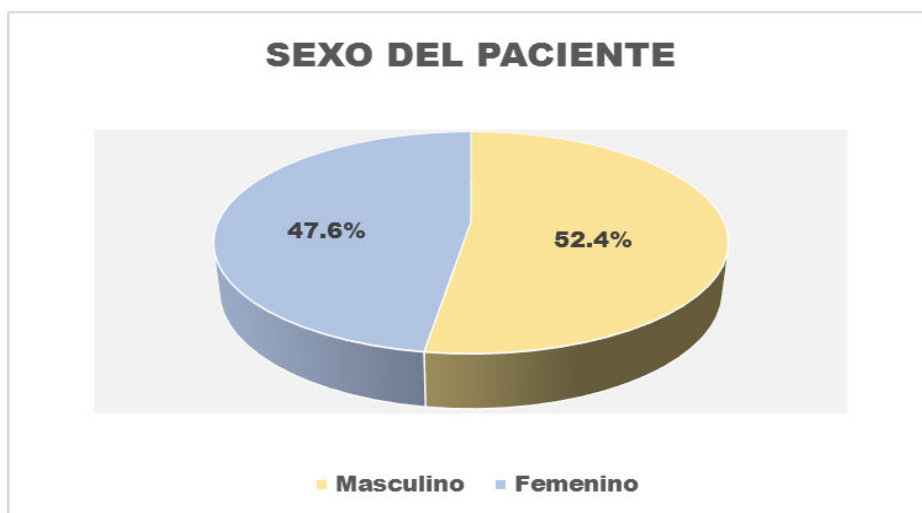


Gráfico N°3: Modalidad de atención del paciente sometido a TC

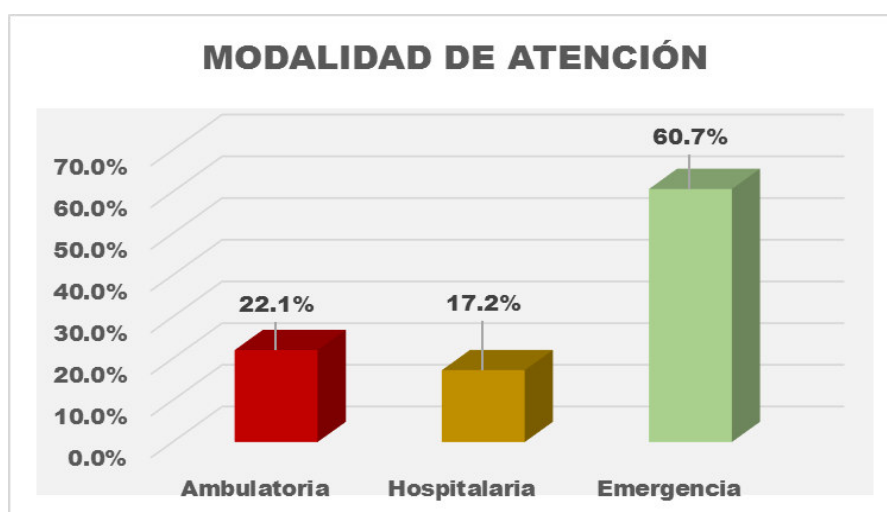


Tabla N°2: Dosis de radiación efectiva en pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo atendidos en el servicio de radiología de la clínica Vesalio

Dosis de radiación efectiva	N	%
M ± DE (Mínimo – Máxima)	2.07 ± 0.558 (1.44 – 5.48)	
1 – 2	93	64.1%
> 2	52	35.9%
TOTAL	145	100.0%

La dosis de radiación efectiva promedio fue de 2.07 mSv. El 64.1% de los pacientes tuvo una radiación efectiva que osciló entre 1 – 2 mSv y el 35.9% tuvo una dosis de radiación mayor a 2mSv. (Ver gráfico N°4)

Gráfico N°4: Dosis de radiación efectiva en pacientes sometidos a tomografía computarizada.

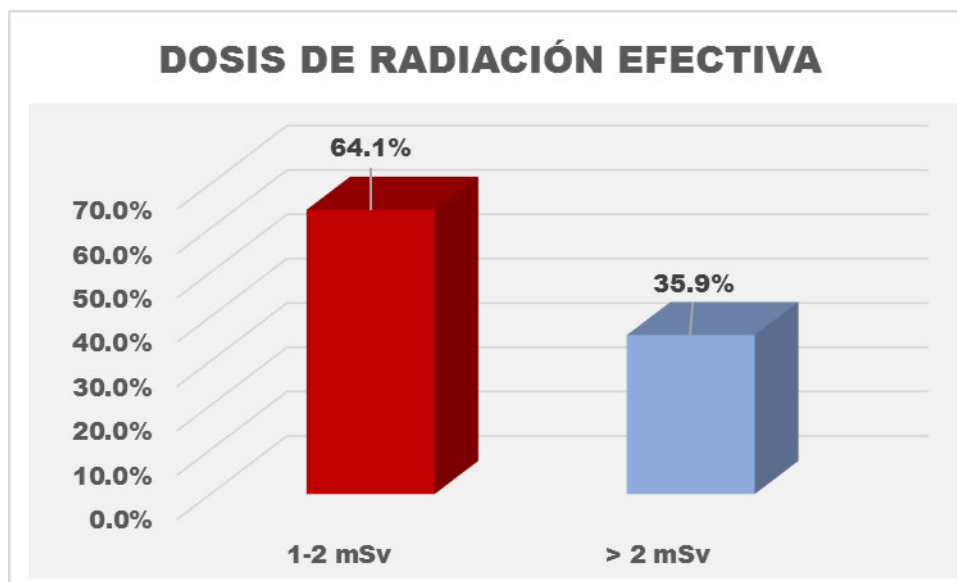


Tabla N°3: Producto Dosis Longitud (DLP) en pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo atendidos en el servicio de radiología de la clínica Vesalio

Producto Dosis Longitud (DLP) mGy*cm		N	%
DLP	M ± DE (Mínimo – Máxima)	987,66 ± 266,02 (690 - 2611)	
	≤ 1050	117	80.7%
	> 1050	28	19.3%
TOTAL		145	100.0%

El promedio del producto dosis longitud fue 987.66 mGy*cm. El producto dosis longitud en pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo fue en su mayoría =< a 1050 mGy*cm (80.7%). (Gráfico N°5)

Gráfico N°5: Producto Dosis Longitud (DLP) en pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo

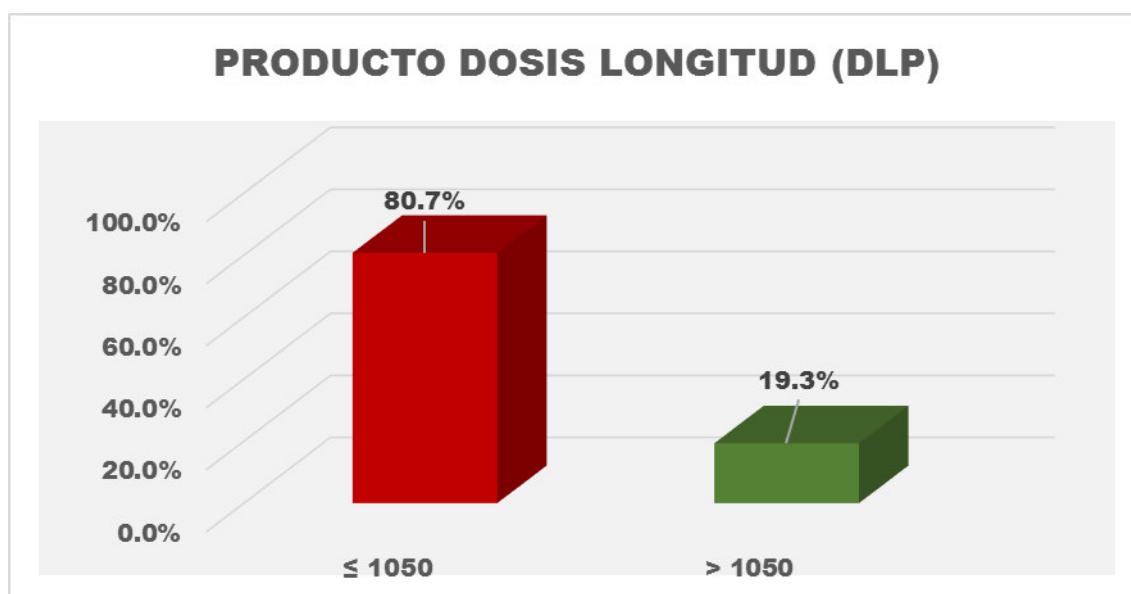


Tabla N°4: Indicador de dosis en tomografía computarizada en volumen (CTDIvol) en pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo atendidos en el servicio de radiología de la clínica Vesalio

Indicador de dosis en tomografía computarizada en volumen (CTDIvol) mGy		N	%
CTDIvol	M ± DE (Mínimo – Máxima)	62.35 ± 14.902 (40.80 – 171.84)	
	≤ 60	135	93.1%
	> 60	10	6.9%
TOTAL		145	100.0%

El promedio del índice de dosis en tomografía computarizada (CTDIvol) fue 62.35 mGy, siendo la mayoría de los casos \leq a 60 mGy. (Gráfico N°6)

Gráfico N°6: Indicador de dosis en tomografía computarizada en volumen (CTDIvol) en pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo.

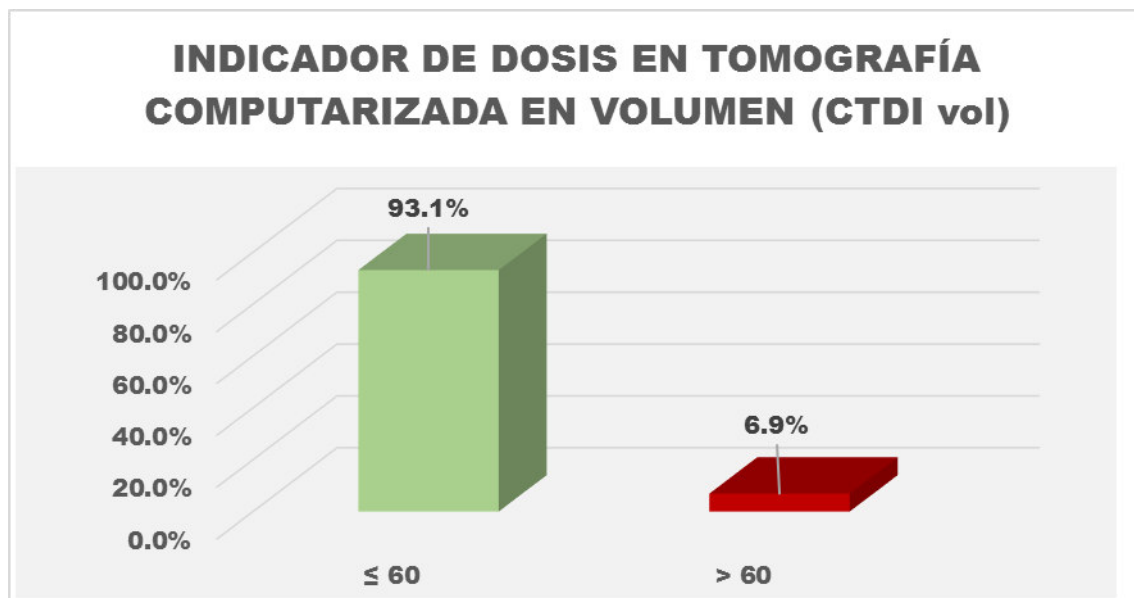


Tabla N°5: Promedio de dosis de radiación efectiva según características generales en pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo atendidos en el servicio de radiología de la clínica Vesalio.

Dosis de radiación efectiva		M ± DE (Mín. - Máx.)
Edad	<40 años	1.95 ± 0,339 (1.49 – 3.22)
	40 a 60 años	2.13 ± 0.668 (1.44 – 5.48)
	> 60 años	2.09 ± 0.569 (1.74 – 5.00)
Sexo	Masculino	2.11 ± 0.443 (1.74 – 4.58)
	Femenino	2.02 ± 0.662 (1.44 – 5.48)
Modalidad de Atención	Ambulatoria	2.09 ± 0,484 (1.74 – 4.58)
	Hospitalaria	2.24 ± 0.484 (1.74 – 5.00)
	Emergencia	2.01 ± 0.518 (1.44 – 5.48)

En la tabla N°5 se observa la dosis de radiación efectiva según características generales de los pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo, de ello se observa que la dosis promedio de radiación efectiva en pacientes con edades entre 40 a 60 años es de 2.13 mSv y en mayores de 60 la dosis promedio es de 2.09 mSv. La dosis promedio de radiación en pacientes de sexo masculino es de 2.11 mSv y en el sexo femenino es de 2.02 mSv. En cuanto la modalidad de atención la dosis promedio de radiación en pacientes cuya modalidad de atención fue emergencia fue 2.01 y según modalidad ambulatoria fue de 2.09 mSv.

Tabla N°6: Dosis de radiación efectiva según sexo y edad del paciente sometido a tomografía computarizada de cráneo atendido en el servicio de radiología de la clínica Vesalio

Sexo y edad del paciente		Dosis Efectiva			
		1 - 2		> 2	
		N	%	N	%
Edad	<40 años	26	28.0%	7	13.5%
	40 a 60 años	21	22.6%	20	38.5%
	> 60 años	46	49.5%	25	48.1%
Sexo	Masculino	41	44.1%	35	67.3%
	Femenino	52	55.9%	17	32.7%
TOTAL		145	100.0%	145	100.0%

En la tabla N°6 se observa la dosis de radiación efectiva según sexo y edad del paciente de ello podemos observar que: el 49.5% y el 48.1% de los pacientes > de 60 años recibieron dosis de radiación de 1-2 y mayor a 2 respectivamente. El 55.9% de los pacientes de sexo femenino recibieron una dosis de radiación entre 1 a 2 mSv mientras que el 67.3% de los pacientes de sexo masculino recibieron una dosis de radiación mayor a 2 mSv. (Ver gráfico N°7 y 8)

Gráfico N°7: Dosis de radiación efectiva según edad del paciente sometido a tomografía computarizada de cráneo

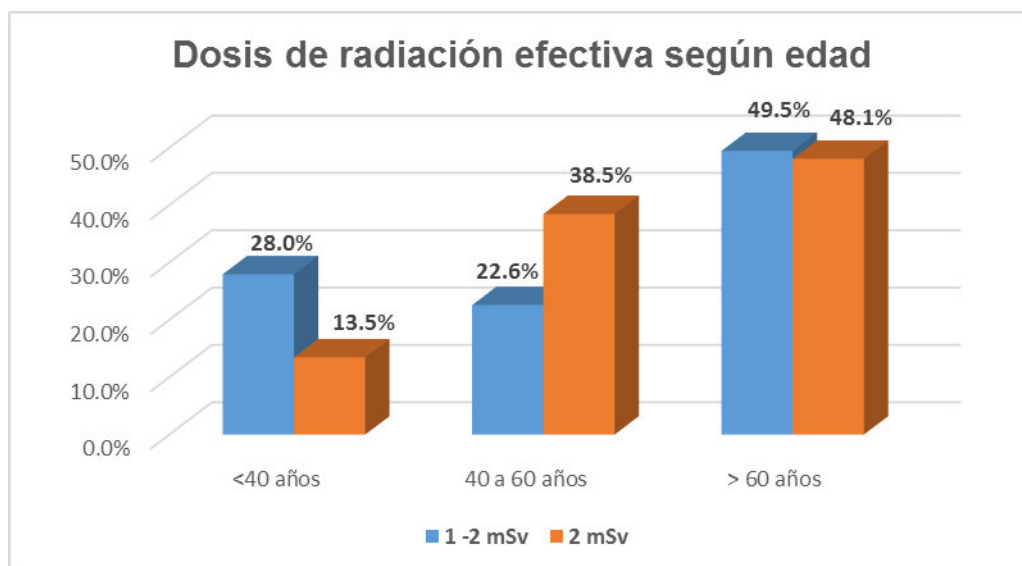


Gráfico N°8: Dosis de radiación efectiva según sexo del paciente sometido a tomografía computarizada de cráneo

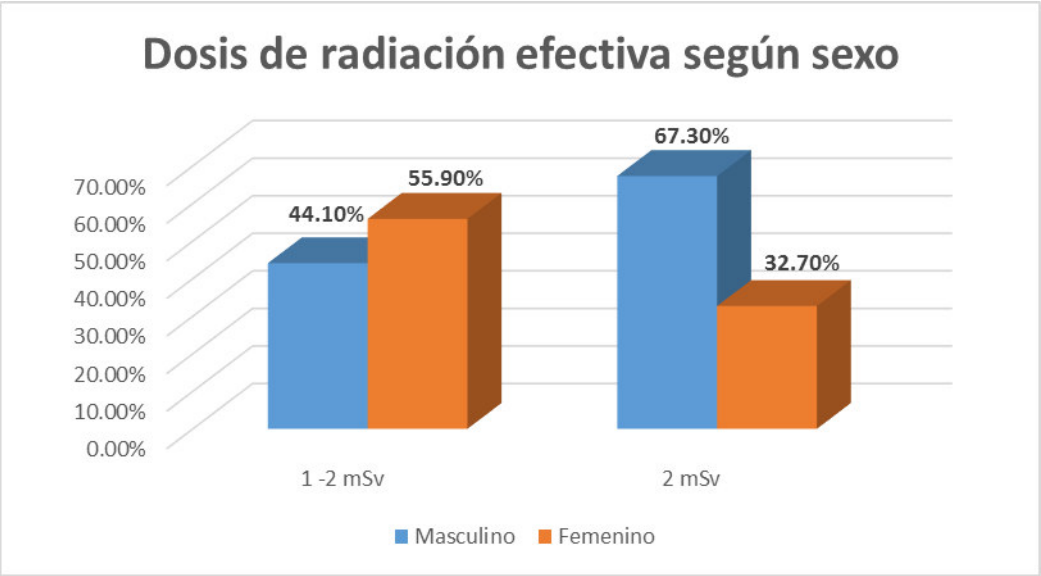
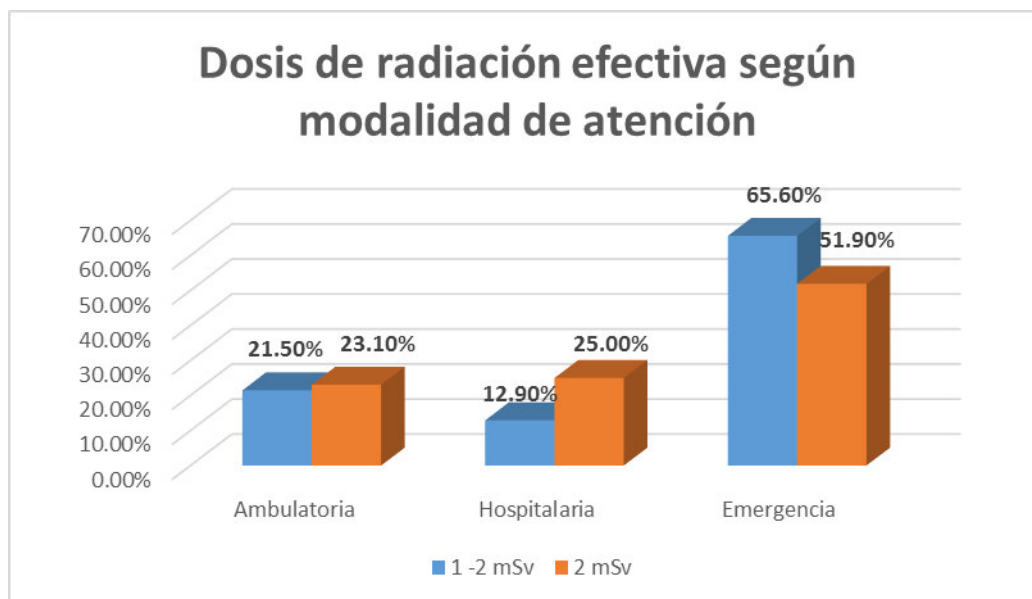


Tabla N°7: Dosis de radiación efectiva según modalidad del paciente sometido a tomografía computarizada de cráneo atendido en el servicio de radiología de la clínica Vesalio

Modalidad de Atención	Dosis Efectiva			
	1 - 2		> 2	
	N	%	N	%
Ambulatoria	20	21.5%	12	23.1%
Hospitalaria	12	12.9%	13	25.0%
Emergencia	61	65.6%	27	51.9%

En el 65.6% de los pacientes con modalidad de atención por emergencia tuvieron una dosis de radiación entre 1-2 mSv y el 51.9% atendidos en el mismo servicio tuvieron una dosis de radiación mayor de 2 mSv.

Gráfico N°9: Dosis de radiación efectiva según modalidad del paciente sometido a tomografía computarizada de cráneo



4.2. DISCUSIÓN

La tomografía computarizada multicorte (TC) es una de las técnicas de imagen con mayor evolución tecnológica en los últimos tiempos, y su incremento por los beneficios que trae en el diagnóstico de problemas, se ha dado de manera dramática. En diversos países, la TC representa más de los dos tercios de la dosis de radiación efectiva total en pacientes hospitalizados, presentándose principalmente en casos de los pacientes politraumatizados. Al tratarse de una de las exploraciones donde se administra mayores dosis de radiación, resulta fundamental optimizar la protección radiológica del paciente, por lo que es necesario el conocimiento de las dosis impartidas en la práctica clínica, los niveles de referencia establecidos y una evaluación de los mismos.

Para nuestro estudio es importante mencionar que la dosis promedio de radiación efectiva en los pacientes que se realizan tomografía computada de cráneo es de 2.07 mSv, la mayoría de estos pacientes tienen rangos de 1-2 mSv (64.1%), similares resultados son visualizados en el estudio de **Granados D (2016)**⁵, ya que estima un promedio de dosis efectiva de 2.1 mSv, el estudio de **Rosales E.**⁸ difiere de lo encontrado en el presente estudio, puesto que las dosis de radiación más altas administradas fueron de 42.44 mGy de CTDIvol, todo en la mayoría de pacientes con traumatismo encéfalo craneano. Según el estudio de **Salmerón**¹ se efectuaron 5749 exploraciones de cráneo, de las cuales se encontró una dosis efectiva de 0.96 mSv, manteniéndose este valor por debajo del nivel de referencia; cabe destacar que este nivel de referencia tiene datos similares con lo encontrado en el presente estudio, puesto que el máximo nivel de radiación utilizada en los pacientes fue menor al promedio de 2.5 mSv.

El estudio de **Shrimpton P**²⁸, proporciona un valor de referencia de 60 mGy para el CTDIvol y de 1050 mGy*cm para el DLP; similar al de nuestra investigación donde se obtuvo un valor promedio de CTDIvol de 62.35 mGy y un valor de DLP de 987.66 mGy*cm.

En los casos donde los valores de dosis de radiación superaron los valores de referencia es probable que se deba a que la longitud de la exploración haya sido superior, a que el gantry no haya sido angulado correctamente para limitar el campo de radiación al volumen cerebral o a que por movimiento del paciente se haya tenido que repetir la exploración.

Evaluando la edad de los pacientes según la dosis de radiación efectiva se identificó que los pacientes que recibieron una dosis de 1-2 mSv tuvieron menos de 40 años (28%), sin embargo, para aquellos pacientes que tuvieron entre 40 a 60 años, tuvieron una dosis de radiación > 2 mSv, para **Salmeron¹** el grupo más numeroso de pacientes que recibió la dosis de radiación de 0.96 mSv corresponde al intervalo de edad entre 45 y 64 años, este dato es similar a lo evidenciado en el presente estudio, asimismo el 51% de los pacientes estudiados fueron varones, para nuestro estudio los varones fueron más representativos en la dosis de radiación mayor a 2 mSv.

V. CONCLUSIONES

La dosis promedio de radiación efectiva en pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo atendidos en el servicio de radiología de la clínica Vesalio de enero a agosto del 2016 es 2.07 mSv.

El Índice de dosis en tomografía computarizada en volumen (CTDIvol) promedio en los pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo es de 62.35 mGy.

El Producto Dosis Longitud (DLP) promedio en los pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo es de 987.66 mGy*cm.

La dosis de radiación efectiva es mayor en pacientes con edades mayores a 60 años (1-2 mSv: 49.5%; > 2 mSv: 48.1%) y la dosis de radiación de 1 – 2 mSv fue mayor en pacientes de sexo femenino y > 2mSv fue en pacientes de sexo masculino.

La dosis de radiación efectiva según la modalidad de atención fue mayor en el servicio de emergencia (1-2 mSv: 65.6%; > 2 mSv: 51.9%).

VI. RECOMENDACIONES

Se recomienda implementar en la institución una estrategia de control para evaluar la dosis de radiación a pacientes sometidos a tomografía computarizada, debido a los casos particulares donde se sobrepasó los valores de referencia; el control estaría relacionado con el uso más regular del protocolo estándar o con la mejora del mismo.

Ampliar este estudio no solo a nivel de cráneo, sino en todos los segmentos corporales que sean irradiados, con la finalidad de ejercer una vigilancia correcta, evitando exponerlos a radiaciones innecesarias.

Se recomienda replicar el mismo estudio en otras instituciones donde se realicen tomografías computarizadas, esto con el objetivo de comparar nuestros resultados y generar una base de datos que contenga reunida información de valores de referencia de dosis a nivel nacional.

Se sugiere replicar el mismo estudio en los pacientes con alto riesgo de sobreexposición a la radiación ionizante, como son los pacientes ingresados por el servicio de emergencia, o el caso de los pacientes pediátricos que son más sensibles a la radiación.

Realizar un estudio nacional sobre los equipos de tomografía computarizada, la frecuencia de las exploraciones, el conocimiento de los riesgos de exposición, la justificación de las prescripciones médicas, etc.

VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Salmerón I, Calzado A, Ruiz L, Alonso V, Cordeiro C, Frailea E. Tomografía computarizada multicorte en un servicio de radiodiagnóstico: estudio de las dosis impartidas durante 1 año. Elsevier. Revista de Radiología 2009;51(2):163–170
2. Román A. Características epidemiológicas y patologías halladas por tomografía computada cerebral en adultos atendidos en emergencia. [Tesis]. Lima, Perú: Universidad Nacional Mayor de San Marcos; 2012.
3. Baeza M, Calzado A, Morán P, et al. Estimación de las dosis de tomografía computarizada en cinco centros para indicaciones frecuentes en cinco áreas anatómicas. Revista de Física Médica 2003; 4(1): 7-17.
4. Organización Mundial de la Salud. Radiaciones ionizantes: efectos en la salud y medidas de protección. Ginebra: OMS; 2016.
5. Granados D. Métodos de estimación de dosis a pacientes de tomografía computarizada [Tesis para optar el título de físico]. España: Universidad de Valladolid, Facultad de Ciencias, 2016.
6. Kodlulovich S. Protección Radiológica con énfasis en nuevas tecnologías *Managing Patient Dose in CT*- ICRP 87. [Diapositivas] 2013. [Acceso el 2 de enero 2017]. Disponible en: http://www.sbpr.org.br/IRPA2013/programacaoirpa2013/IRPA2013/GAV_EAA/Dia16/simonekoDLULOVICH16gaveaa.pdf.
7. Mendizábal A. Radiación ionizante en tomografía computada: un tema de reflexión. Revista Anales de Radiología México 2012; 2:90-97
8. Rosales E. Dosis de radiación por tomografía computarizada de cráneo en pacientes con traumatismo encéfalo craneano. [Tesis]. Tesis para optar el título de Especialista en radiología. Lima, Perú: Repositorio Académico USMP; 2014.
9. García F. Estudio de los equipos de Rayos x y Tomografía de uso médico y el uso de la tecnología de inversión en la generación de Rayos x. [Tesis]. Lima, Perú: Universidad Nacional de Ingeniería-Facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica; 2009.

10. Corbo D. Tomografía Axial Computada. XIII Seminario de Ingeniería biomédica. Uruguay: Universidad de la República Oriental del Uruguay. Facultades de Medicina e Ingeniería; 2004.
11. Hofer M. Manual Práctico de TC. 4ª ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana S.A.; 2005.
12. Chávez N. Elaboración de un protocolo de control de calidad para el tomógrafo computarizado Toshiba Activion TSX-031A. [Tesis para la obtención del título de Biofísico]. Riobamba: Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. Facultad de Ciencias; 2011.
13. Giménez J. Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Equipos de Tomografía Computarizada y Rayos x Convencionales [Tesis]. Venezuela: Universidad de los Andes. Facultad de Ciencias; 2008.
14. Bushong S. Manual de radiología para Técnicos: Física, Biología y Protección Radiológica. 8ª ed. Madrid: Elsevier España S.A.; 2005.
15. Siemens Healthcare. Somaton Emotion, Manual del propietario del sistema. Alemania. 2013.
16. Sociedad Norteamericana de Radiología. Exploración de la cabeza por TAC. 2016. [Acceso el 25 de mayo del 2016]. Disponible en: <http://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=headct>
17. Molina J, Carretero J. Estudios craneoencefálicos a través del TAC. Málaga: Fesitess Andalucía; 2011. [Acceso el 08 de julio del 2016]. Disponible en: <http://www.fatedocencia.info/1006/1006.pdf>
18. Ogbole G. Radiation dose in paediatric computed tomography: Risks and benefits. Annals of Ibadan Postgraduate Medicine [Internet]. 2010 [Accessed April 17, 2016]; 8(2). Available in: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4111023/>
19. Agencia Internacional de Energía Atómica. Conceptos de radiación y de dosis de radiación. Viena: IAEA; 2013. [Acceso el 21 de abril del 2016]. Disponible en: https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/HealthProfessionals/6_OtherClinicalSpecialities/Dental/concept-radiation-dose.htm

20. Sociedad Española de Protección Radiológica. Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica. Publicación 103. Madrid: Senda Editorial S.A.; 2007. [Acceso el 18 de abril del 2016]. Disponible en: http://www.icrp.org/docs/P103_Spanish.pdf
21. Pascual A, Gadea E. NTP 614: Radiaciones ionizantes: normas de protección. España: Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el trabajo. [Acceso el 19 de abril del 2016]. Disponible en: http://www.insht.es/InshtWeb/Contenidos/Documentacion/FichasTecnicas/NTP/Ficheros/601a700/ntp_614.pdf
22. Sociedad Norteamericana de Radiología. Dosis de radiación en exámenes de rayos X y TAC. 2016. [Acceso el 18 de abril del 2016]. Disponible en: <http://www.radiologyinfo.org/sp/pdf/safety-xray.pdf>
23. Consejo de Seguridad Nuclear. Tema 5: Magnitudes y unidades radiológicas. 2009. [Acceso el 20 de abril del 2016]. Disponible en: http://csn.ciemat.es/MDCSN/recursos/ficheros_md/624874014_241120091324.pdf
24. Alpaca M. Dosis media de radiación de un examen estándar en la cabeza en 250 sistemas de TC. Perú: Universidad Nacional del Callao. Facultad de Ciencias Naturales y Matemática; 2014.
25. Halliburton S, Abbara S, Chen M, Gentry R, Mahesh M, Raff G, et al. Guías SCCT sobre dosis de radiación y estrategias para la optimización de dosis en TC cardiovascular. Revista de Tomografía Computada Cardiovascular. 2011; 5: 198–224.
26. Ulzheimer S, Leidecker C, Endt H. Dose Parameters and Advanced Dose Management on SOMATOM Scanners. U.S.A.: Global Siemens Headquarters; 2011.
27. García A, Gonzáles C. Tomografía computada: grandes beneficios con gran responsabilidad. Acta Médica Grupo Ángeles. 2015; 13(4): 232-237.
28. Shrimpton P, Wall B. Reference Dosimetry for CT in the UK. [Access on August 20, 2016]. Available in:

http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/32/039/32039909.pdf

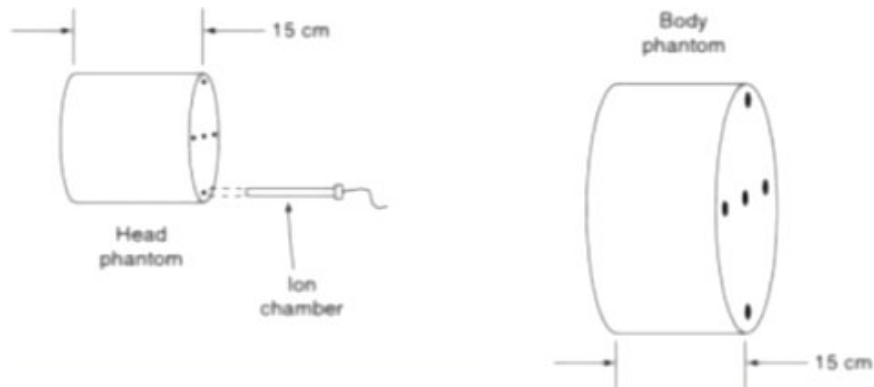
29. Ramos O, Villarreal M. Disminución de la dosis de radiación en el radiodiagnóstico. Rev. Chil. Radiol. 2013 [Acceso el 22 de mayo del 2016]; 19(1).
30. Vallejos J, Capuñay C, Carrascosa P. La radiación en estudios de tomografía computada multislice. Servicio de Tomografía Computada Multislice. [Acceso el 27 de abril del 2016]. Disponible en: <http://docplayer.es/9026185-La-radiacion-en-estudios-de-tomografia-computada-multislice-dr-javier-vallejos-dr-carlos-capunay-dra-patricia-carrascosa.html>.
31. Andisco D, Blanco. S y Buzzi E. Dosimetría en Radiología. Revista Argentina de Radiología. 2014; 78(2):114-117. [Acceso el 18 de enero 2017]. Disponible en: <http://www.scielo.org.ar/pdf/rar/v78n2/v78n2a09.pdf>

ANEXOS

Anexo N°1	58
Anexo N°2	59
Anexo N°3	60
Anexo N°4	61
Anexo N°5	62
Anexo N°6	63
Anexo N°7	64
Anexo N°8	65
Anexo N°9	66
Anexo N°10	67

ANEXO N°1: FIGURA DE LOS EQUIPOS DE DOSIMETRÍA

Anexo N°1.A: **Representación esquemática de maniquís para dosimetría en TC, simula la cabeza y el cuerpo de un paciente.**



Fuente: Alpaca Chamba, 2014: 6.

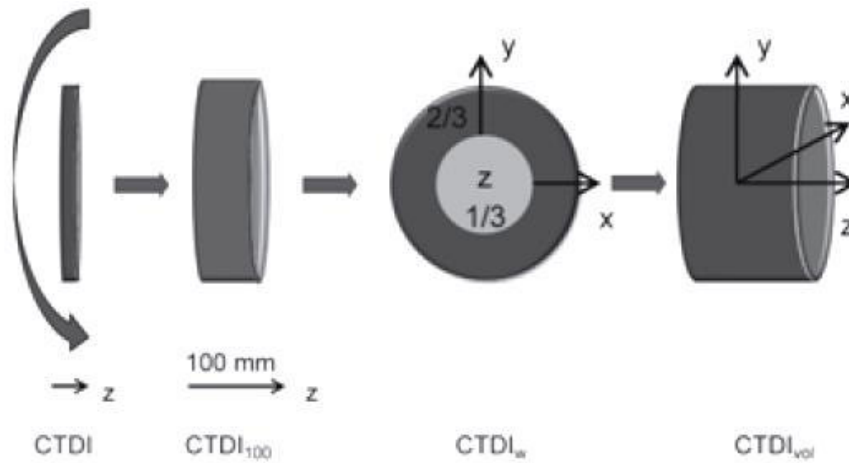
Anexo N°1.B: **Cámara de Ionización Tipo de Lápiz, usada en dosimetría de tomografía computarizada.**



Fuente: Giménez J, 2008: 38.

ANEXO N°2:

Representación esquemática de los diferentes tipos de índice de dosis en tomografía computarizada (CTDI).



Fuente: Mendizábal, 2012: 93.

ANEXO N°3:

Factores de conversión “k” según región corporal explorada y rangos de edad del paciente.

$k(mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1})$					
REGIÓN DEL CUERPO	0 Años	1 Años	5 Años	10 Años	Adulto
Cabeza y Cuello	0,013	0,0085	0,0057	0,0042	0,0031
Cabeza	0,011	0,0067	0,0040	0,0032	0,0021
Cuello	0,017	0,012	0,011	0,0079	0,0059
Pecho	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014
Abdomen y Pelvis	0,049	0,030	0,020	0,015	0,015
Tórax	0,044	0,028	0,019	0,014	0,015

Fuente: Granados D, 2016: 24.

ANEXO N°4:

Fórmulas para el cálculo de dosis de radiación en Tomografía computarizada

Medición	Fórmula
$CTDI_{vol}$ (mGy)	$CTDI_w$ (mGy)/ factor <i>pitch</i> .
DLP (mGy × cm)	$CTDI_{vol}$ (mGy) × Longitud de la exploración (cm).
Dosis efectiva (mSv)	DLP (mGy × cm) × E [mSv (mGy × cm)]*

* Donde E corresponde a una constante “k” para cada región anatomía y según la edad del paciente.

Fuente: Mendizábal, 2012: 93.

ANEXO N°5:

Parámetros técnicos de operación para TC de cráneo del servicio de radiología de la clínica Vesalio.

EXAMEN	PARAMETROS	ADULTOS (>17 años)
CRANEO	kV	130
	mAs	260
	corte	1.2mm
	colimación	16x0.6mm
	Tiempo de examen	28.0s

Fuente: elaboración propia a partir de los datos que muestra el equipo.

ANEXO N°6:

NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS EFECTIVA PARA PACIENTES ADULTOS

Valores de dosis efectivas típicas para estudios tomográficos (mSv)	
Cráneo	1-2
Tórax	5-7
Abdomen	5-7
Pelvis	3-4
Abdomen y pelvis	8-14
Tomografía de coronarias para medición de calcio	1-3
Angiotomografía de coronarias	5-15

Fuente: García y Gonzales, 2015: 235.

Referencia de indicadores de dosis en TC para adultos

Examination	Diagnostic reference level	
	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy cm)
Routine head ^a	60	1050
Face and sinuses ^a	35	360
Vertebral trauma ^b	70	460
Routine chest ^b	30	650
HRCT of lung ^b	35	280
Routine abdomen ^b	35	780
Liver and spleen ^b	35	900
Routine pelvis ^b	35	570
Osseous pelvis ^b	25	520

^aData relate to head dosimetry phantom (PMMA, 16 cm diameter).

^bData relate to body dosimetry phantom (PMMA, 32 cm diameter).

Fuente: Shrimpton, s.f.: 451.

ANEXO N°7:

Protocolo de exploración de rutina para TC de cráneo del servicio de radiología de la clínica Vesalio.

Región anatómica específica	Cabeza
Posición del paciente	Paciente en decúbito supino, brazos en reposo contra el cuerpo, cabeza bien asegurada en el apoyacabeza.
Topograma	Lateral, 256 mm
Orientación del corte	Órbito-meatal: de la pared superior de la órbita al conducto auditivo externo (meato)
Adquisición	Secuencial
Primer corte	Foramen occipital, evitando órbitas
Ultimo corte	Vértex
Grosor de corte	1.2mm
Colimación	0.6 mm
Filtro de reconstrucción	H20s homogéneo
Ventana	Cerebrum
mAs/Kv	260/130

Fuente: elaboración propia a partir de los datos que muestra el equipo.

ANEXO N°8:

SOLICITUD PARA RECOLECCIÓN DE DATOS



Solicito autorización para desarrollar
proyecto de investigación

Dra. **Torres Fallen, María Isabel**
Medico Jefe del servicio de Radiología
Presente.

Yo, **Ciprián Sánchez Coras** estudiante de la Escuela Académico Profesional de Tecnología Médica del área de Radiología, me presento y expongo:

Que, deseando completar mi proceso de formación profesional y optar el título de Licenciado en Tecnología Médica del Área de Radiología, requiero desarrollar el Proyecto de Investigación titulado "**DOSIS DE RADIACIÓN EFECTIVA EN PACIENTES SOMETIDOS A TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE CRANEO ATENDIDOS EN EL SERVICIO DE RADIOLOGÍA DE LA CLÍNICA VESALIO, ENERO A AGOSTO DEL 2016**", aprobado por R.D. N° 0039 en la Facultad de Medicina de la UNMSM; por lo cual, solicito me permita llevar a cabo la recolección de datos en el área de tomografía así como, revisar los informes de dosis grabados en el tomógrafo, el PACS, los registros escritos y la base de datos de los pacientes atendidos en el servicio de radiología de la clínica Vesalio de enero a agosto del 2016.

Sin otro particular me suscribo de Ud. sin antes brindarle mis sinceros agradecimientos por acceder a dicha petición.

Lima, diciembre del 2016

Bach. Ciprián Sánchez Coras

ANEXO N°9:
HOJA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS
FACULTAD DE MEDICINA
E.A.P. TECNOLOGIA MÉDICA – AREA DE RADIOLOGÍA

TITULO: DOSIS DE RADIACION EFECTIVA EN PACIENTES SOMETIDOS A TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE CRANEO ATENDIDOS EN EL SERVICIO DE RADIOLOGIA DE LA CLINICA VESALIO, ENERO A AGOSTO DEL 2016.

HOJA N°_____

I. DATOS DEL PACIENTE

1. H.C: _____

2. EDAD: _____

3. SEXO:

Masculino

☐

Femenino

☐

4. MODALIDAD DE ATENCION:

Ambulatorio

☐

Hospitalizado

☐

Emergencia

☐

II. REPORTE DE DOSIS POR EXPLORACION DE TC DE CRANEO

○ CTDIvol: _____ mGy

○ DLP: _____ mGy*cm

III. CALCULO DE DOSIS EFECTIVA

_____ (DLP) x 0.0021 = _____ mSv

ANEXO N°10:

Tomógrafo de la marca siemens, modelo Somaton Emotion 16, del servicio de radiología de la clínica Vesalio.



Fuente: fotografía tomada del equipo.